

X, Y, Z および前胸壁 25 誘導点を用いた加算心電図による遅延電位検出装置の試作

Detection of late potentials on the signal averaged body surface ECG using X, Y, Z and anterior chest leads

中居 賢司	Kenji NAKAI
菖蒲沢 実*	Minoru SYOBUZAWA*
伊藤 忠一	Chuichi ITO
宮川 朋久**	Tomohisa MIYAKAWA**
加藤 政孝**	Masataka KATO**
笠貫 宏***	Hiroshi KASANUKI***

Summary

We developed the system of high-frequency analysis of the signal-averaged body surface ECG to detect low amplitude signals in the terminal portion of the QRS. Thirty-five patients four or more weeks after transmural myocardial infarction (MI) and 30 normal volunteers were studied. All patients were in normal sinus rhythm and did not have bundle branch block. Body surface ECG recording using bipolar X, Y, and Z leads was performed in a shielded room. One lead served as the reference. The three-channel amplifier was a commercially-available ECG system. The common mode rejection ratio was 120 dB. The signal from each lead was amplified and passed through an analogue filter (NF FV 624) with a low-cut frequency of 100 Hz and a high-cut frequency of 300 Hz. Then AD conversion was performed with 12-bit accuracy, 1024 samples/sec. The filtered signals for the three leads were displayed separately for each channel and were combined into a vector magnitude, $\sqrt{X^2+Y^2+Z^2}$. The percent ratio of the root mean square voltage in the last 40 msec of the QRS complex to that of the total filtered QRS (%RMS40) and the duration of the filtered QRS were automatically calculated. These parameters obtained from the three groups were compared. Signal-averaged, non-filtered and filtered body surface ECGs were recorded using 25 (5×5 array) anterior chest unipolar leads in 20 normal volunteers and in patients with late potential. The departure index was calculated as the voltage differences between the mean value (M) in normal persons and the value in patients (Xi) with MI using the formula $(Xi-M/SDi)$ at intervals every four msec. The departure maps, capable of identifying the location of the MI, were made from the departure index at four msec intervals; then the late potential (LP)

岩手医科大学 臨床検査医学

*同 中央臨床検査

**同 第二内科

盛岡市内丸 19-1 (〒020)

***東京女子医科大学日本心臓血圧研究所

東京都新宿区市谷河田町 8-1 (〒162)

Department of Clinical Pathology, *Central laboratories and **The second Department of Internal Medicine, Iwate Medical University, Uchimarui 19-1, Morioka, Iwate 020

***The Heart Institute of Japan, Tokyo Women's Medical School, Kawada-cho 8-1, Shinjuku-ku, Tokyo 162

Received for publication December 25, 1987; accepted March 19, 1988 (Ref. No. 35-PS46)

area maps were superimposed on the departure maps.

To determine the late potential, we used the filtered ECG of X, Y, and Z leads and quantitative values (%RMS 40) obtained from a vector magnitude incorporated in these three leads.

Six MI patients, four anterior and two inferior, with the late potential had low amplitude signals at the end of the filtered QRS complex. The %RMS 40 was $6.8 \pm 2.9\%$ ($p < 0.001$) in MI patients with the late potential, $2.8 \pm 8.5\%$ ($p < 0.01$) in MI patients without the late potential, and $37 \pm 11\%$ in normal subjects.

The location of the late potential area map was concordant with the departure area in patients with anterior infarction.

In conclusion, the value of %RMS 40 can effectively discriminate the existence of the late potential and signal-averaged and filtered body surface mapping and late potential area map using anterior chest 25 leads is useful for evaluating the spatial distribution of the late potential.

Key words

Signal averaged ECG

Late potential

Myocardial infarction

Body surface map

はじめに

体表面加算心電図 QRS 終末部において、低電位の高周波成分 (遅延電位, late potential, LP) は心筋梗塞に伴う持続性心室頻拍例に高頻度に認められ、予後および発生機序の関連からも注目されている^{1,2)}。現在、遅延電位の検出方法は数多く報告されているが³⁻⁹⁾、いずれも双極誘導法を用いており、遅延電位の空間的局在を解析することは困難であった。今回著者らは加算技術を用いた高感度増幅により X, Y, Z 双極誘導と前胸部 25 点誘導の遅延電位の体表面電位図を表示する装置を開発し、その臨床応用を試みたので報告する。

対象と方法

対象は正常 30 例と陳旧性心筋梗塞 35 例である。

方法

1. シールド内において、体表面を擦過処理したのち、銀-塩化銀電極を使用し、X (V_5-V_{5R}), Y (modified II), Z (V_3-V_8) の 3 誘導の心電波形を脳波計 (NEC Sanei IA-96, 弁別比 96 dB) で増幅し、analogue filter (NF FV 624, 24 dB/oct, バターワース特性) で帯域処置した後、電算機 (NEC Sanei signal processor 7T-18) にて演算処理 (AD 変換 12 ビット) した (Fig. 1)。電算

機による処理は R 波をトリガーとして filter 処理した X, Y, Z 誘導の平均加算心電図波形より遅延電位を求める方法 (X, Y, Z 心電図) と、filter 処理をし、平均加算した 3 誘導波形より、vector magnitude ($V = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$) を求め、それより遅延電位を求める方法 (空間マグニチュード心電図) の 2 法である。R 波トリガーには 16-60 Hz の帯域処理した心電図 QRS 波形の立ち上がりの 75% の点を用いた。空間マグニチュード心電図法の filtered QRS の onset および endpoint は、5 msec ごとの区間の平均値が noise レベルの平均値 + 3SD となる区間の midpoint より求めた。これより filtered QRS (F-QRS) の幅および endpoint から 40 msec 前までの root mean square (RMS 40), および total F-QRS の RMS に対する RMS 40 の比率 (%RMS 40) を求めた (Fig. 2)。

2. 遅延電位の確認された症例では、遅延電位の体表面マップを作製した。誘導は前胸壁 25 点 (縦 5 列 × 横 5 列) とした。データは入力セレクターを用い縦 1 列ずつ (5 誘導) を順次データレコーダーに記録した。データレコーダーに記録された信号は 100-300 Hz の帯域アナログフィルターを通した後、上記同様の演算処理を行い、25 点誘導全波形を表示した。さらに、各誘導ごとに QRS 終了後の電位の積分値 (ΣLP) を求め、それより

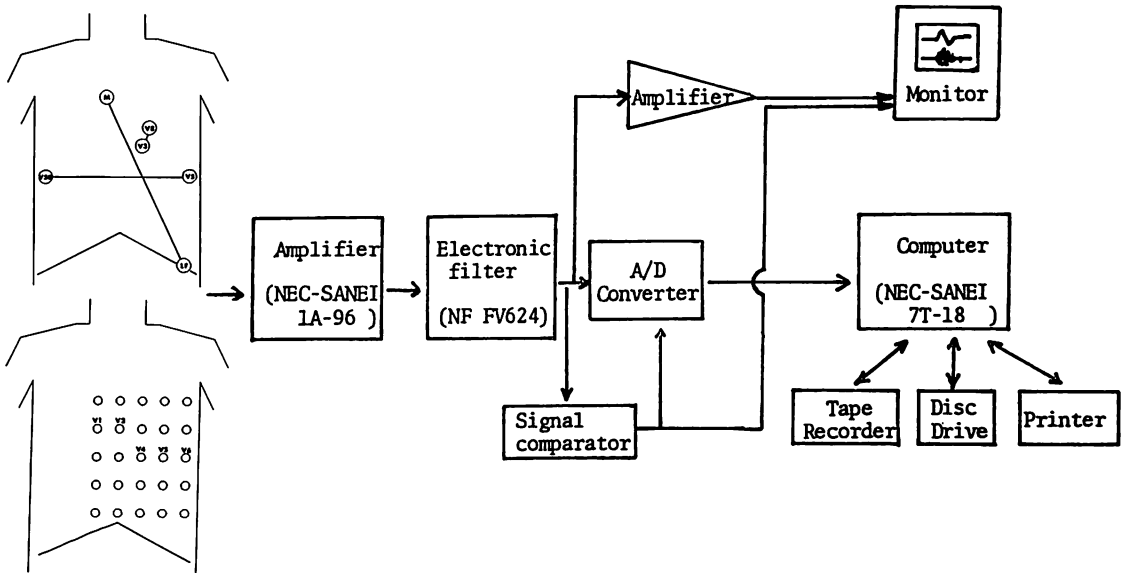


Fig. 1. System of signal-averaging and digital filtering of the surface ECG.

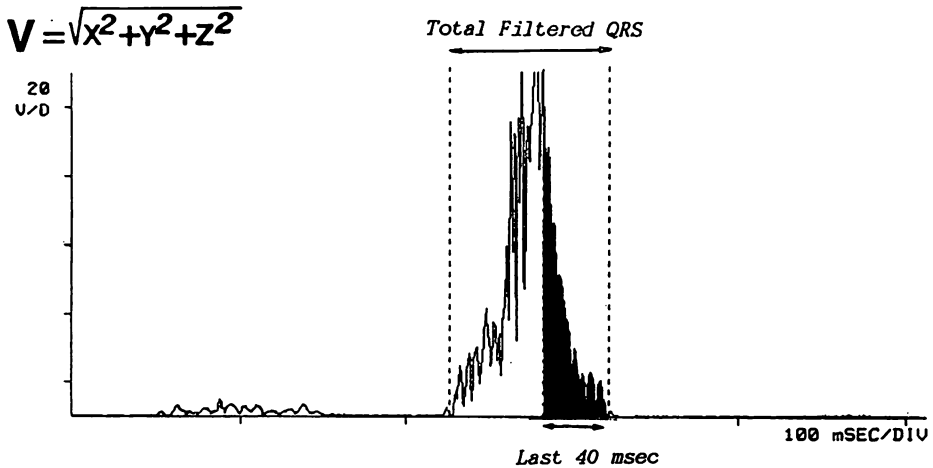


Fig. 2. Representative recording of the vector amplitude of the signal-averaged and filtered composite X, Y, Z leads.

%RMS40 is calculated by the formula:

$$\%RMS40 = \frac{\text{RMS in the last 40 sec of the filtered QRS}}{\text{RMS in the total filtered QRS}} \times 100.$$

遅延電位の体表面電位図 (LP area map) を作製した. また filtered QRS の終了点の認識は non-filtered X, Y, Z 空間加速度心電図の noise level の 8 倍値を用い, 遅延電位 endpoint は

加算フィルター処理心電図の noise level の平均値+3SD を用いた. さらに健康成人 20 例を対象として, 各誘導点において 4 msec ごとの平均電位 (平均値 M, 標準偏差 SD) を求め, 患者の

電位 (X) との差より departure index ($X_i - M / SD_i$) を算出し, 心筋梗塞部位を検出する差の電位図 (departure map) を作製した. また LP area map と departure map の再合成図を作製した (Fig. 3).

以上の方法を用い, ① X, Y, Z 心電図におい

ては遅延電位検出の帯域 filter の条件, ② 空間マグニチュード心電図においては用いた帯域フィルターの filtered QRS 幅, RMS 40 および %RMS 40 に及ぼす影響, ③ 遅延電位の前胸部 25 点体表面電位図より心筋梗塞部位と, 遅延電位の空間的局在の関連を検討した.

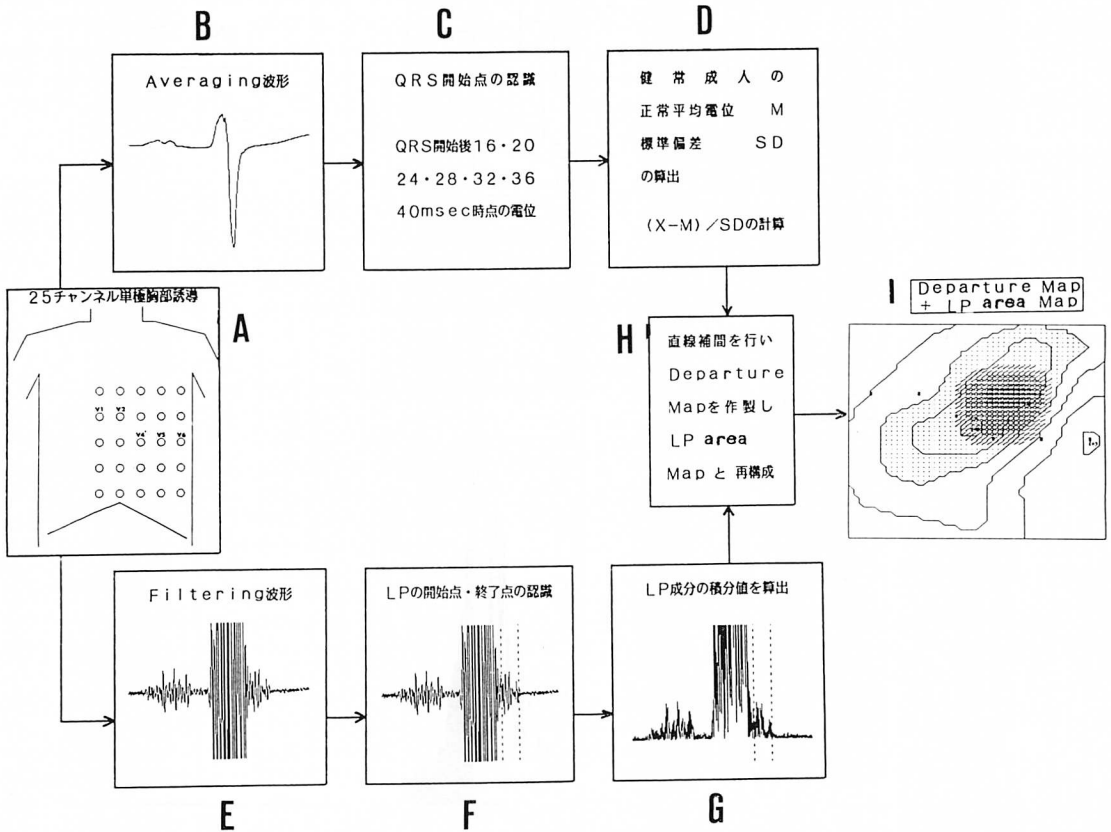


Fig. 3. Diagram of the algorithm for displaying the late potential (LP) area map superimposed on the departure map.

- A: 25 channel precordial leads including V_1, V_2, V_4, V_5 and V_6 .
- B: Averaging QRS wave.
- C: Recognition of the starting point of the QRS (potentials at 16, 20, 24, 28, 32, 36 and 40 msec after the beginning of the QRS).
- D: The mean and standard deviation of the normal subjects calculations of $(X-M)/SD$.
- E: Filtering wave.
- F: Recognition of the starting and end points of the late potential (LP).
- G: Calculation of the integral of the late potential.
- H: Formation of the departure map and LP area map.
- I: Superimposition of the two maps.

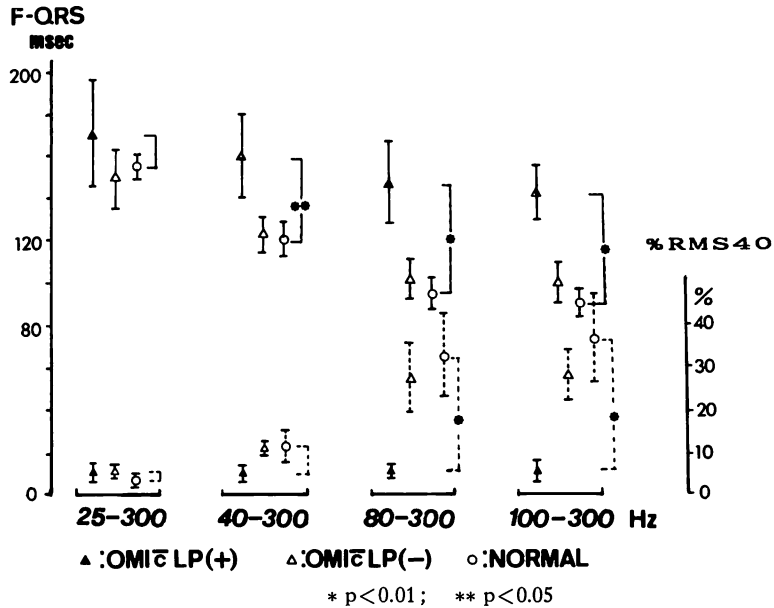


Fig. 4. Comparison of the values among 3 groups with various band-pass filters.

結 果

1. X, Y, Z 心電図において、遅延電位は 100-300 Hz の帯域フィルターで最も良く表示できた。
2. 空間マグニチュード心電図において F-QRS 幅, RMS 40, %RMS 40 は用いた帯域フィルターにより異なった。結果は Fig. 4 に示す。このシステムにおいて、100-300Hz の帯域フィルターを用いたとき正常例、遅延電位を伴わない心筋梗塞、および遅延電位を有する心筋梗塞を良く識別できた。X, Y, Z 心電図により陈旧性心筋梗塞 22 例中 6 例（前壁梗塞 4 例、下壁梗塞 2 例）において遅延電位を認めた。また、遅延電位を有する 6 例中 2 例において持続性心室頻拍が観察された。100-300 Hz の帯域フィルターを用いた場合、遅延電位を有する心筋梗塞群の %RMS 40 は $6.8 \pm 2.9\%$ と遅延電位のない心筋梗塞群 ($28 \pm 6.5\%$) ($p < 0.001$), 正常コントロール群 ($37 \pm 10.8\%$) ($p < 0.001$) に比較し有意に低値であった。
3. 正常例、遅延電位を有する心筋梗塞の代表

的症例を Fig. 5 に示す。

4. X, Y, Z 心電図で遅延電位の確認された 6 例のうち、前壁梗塞 4 例では QRS 脱分極開始 20-24 msec, 下壁梗塞 2 例では 32-36 msec 時の departure area と LP area map は空間的にほぼ合致し、遅延電位の 25 点体表面電位図により前壁梗塞、下壁梗塞例における遅延電位の空間的局在の解析が可能であった。Fig. 6 に 25 点体表面心電図, Fig. 7 に 25 点体表面加算心電図, Fig. 8 に departure map と LP area map の再合成図を示す。

考 按

近年、信号加算を用いる体表面心電図記録による QRS 終末部における低電位、高周波数の信号 (LP) が検出可能となった。従来の遅延電位検出装置の多くは胸部双極誘導法を用いており、遅延電位のスクリーニングは可能であるが、その空間的局在を解析することは困難であった。我々は、加算技術を用いた高感度増幅による心室遅延電位

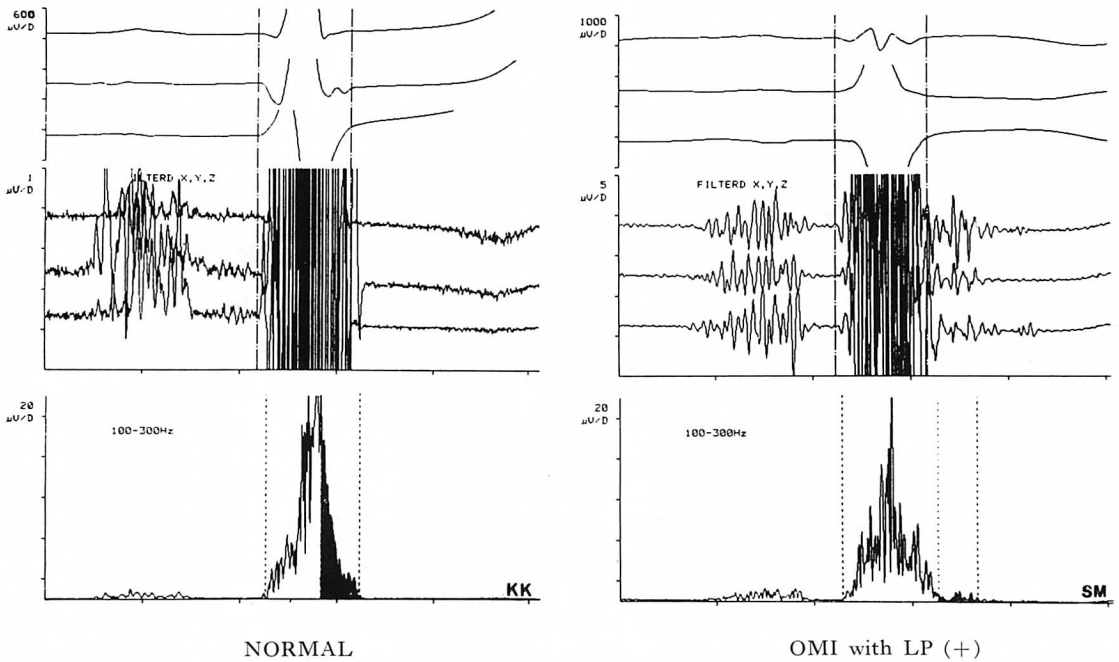


Fig. 5. Results in a normal person and a patient with anterior myocardial infarction.
 The unfiltered, signal-averaged leads are shown on the top, and the filtered QRS complex is shown on the bottom. The patient has low-amplitude late potential at the end of the filtered QRS complex, which is not present in the example from a normal person.

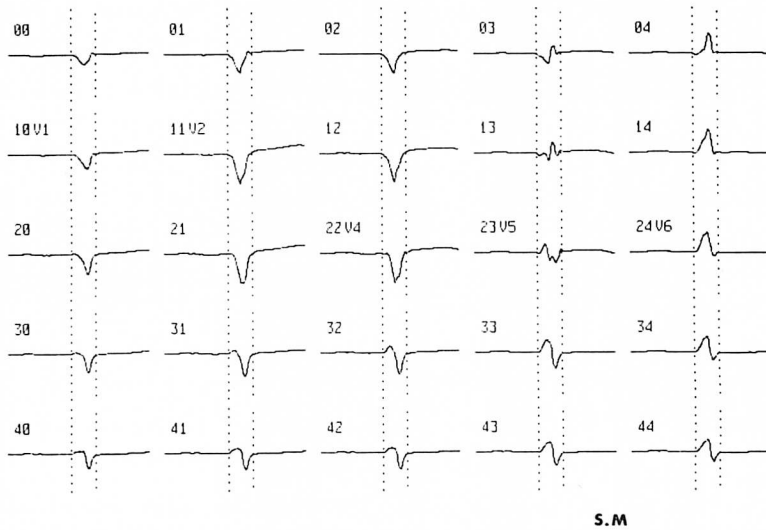


Fig. 6. Display of the body surface 25 lead (5×5 array) averaged ECG in the same patient as shown in Fig. 5.

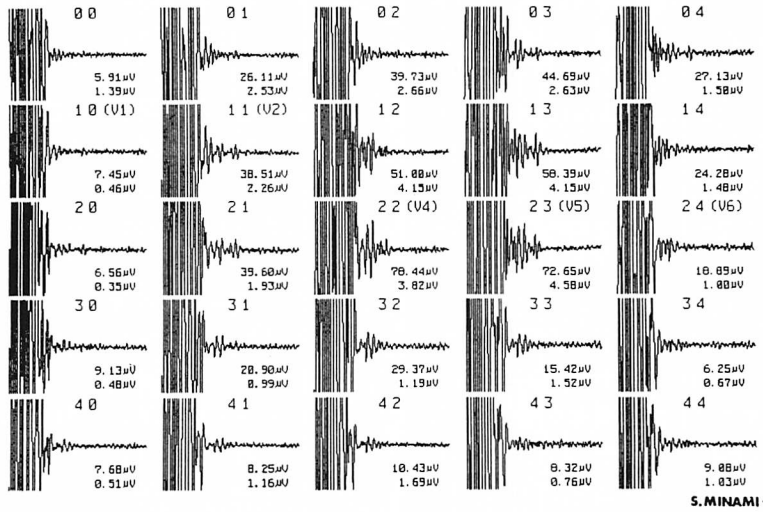


Fig. 7. Display of the body surface 25 lead filtered, signal-averaged ECG in the same patient as shown in Fig. 5.

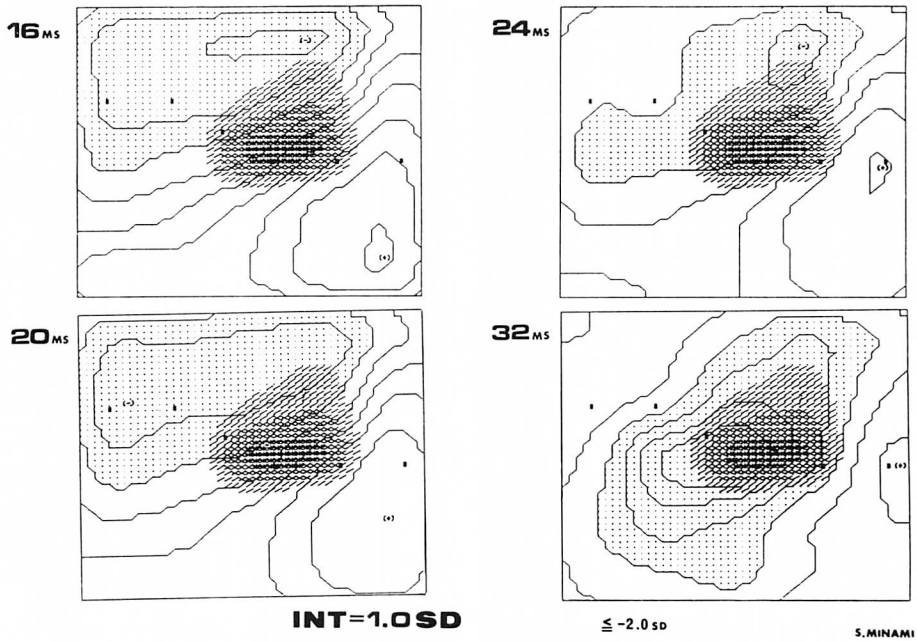


Fig. 8. The body surface LP isointegral map superimposed on the departure map in various phase.

The spatial location of the LP is concordant with the departure area in the same patient with anterior myocardial infarction.

電位 (LP) の X, Y, Z 双極誘導表示および前胸部 25 点体表面電位図—① 遅延電位の体表面 25 点表示と遅延電位 (LP area map), ② 心筋梗塞の部位を検出する差の電位図 (departure map)—を作成する装置を試作した. この誘導法と装置を用いることにより遅延電位のスクリーニング, および心筋梗塞部位と遅延電位の空間的局在の関連の解析が可能と考えられた. 以下にこのシステムの特徴と問題点について述べる.

遅延電位の誘導法に関してはまだ標準化はなされていない. Rozanski は³⁾ V_2 , low V_1 , high V_5 および不関電極を左鎖骨下に置く誘導を用い, 3 双極誘導と 3 双極肢誘導ごとの表示を行っている. X, Y, Z 双極誘導表示による遅延電位の判定は各誘導面において視覚的に QRS 終了点を認識し遅延電位を判定するので客観性, 定量性には乏しい. 著者⁹⁾らは QRS 終了点認識のアルゴリズムは X, Y, Z 誘導の non-filtered QRS の 2 次微分の vector 量 (空間加速度) において, ノイズレベルの 10 倍値を設定したが, この方法では QRS 終了点を正確に認識することは難しい症例も存在する. また, 遅延電位は症例によりベクトルの方向が異なり, あらかじめその空間的局在を予測できないと考えられる. そこで Simson²⁾ の方法に準じて, filter 処理をして平均加算した 3 誘導波形より空間 vector magnitude ($V = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$) の root mean square (RMS) を求め, %RMS 40 より遅延電位を定量的に求める方法を同時に表示した. 以上のごとく, 我々は X, Y, Z 各誘導面の加算心電図および空間マグニチュード心電図を同時に表示して, 視覚的および定量的指標より遅延電位を判定した⁹⁾.

High-pass filter は ST 成分や T 波の低周波成分を除くために必要であるが, 通常 filter ringing が問題になる. 今回の system においては, 24 dB/oct, バターワース特性を有するアナログフィルターを用いたが filter ringing はある程度避けられない¹⁰⁾. Simson は QRS の始まりより 40 msec まで濾波した後, ST 部分から逆方向に

同じ時点まで濾波を行なう bidirectional digital filter を開発し, filter ringing の発生を解消している⁴⁾. このシステムの X, Y, Z 心電図表示法においては 100-300 Hz の帯域フィルターを用いたとき, 視覚的に遅延電位を良く表示できた. 空間マグニチュード心電図による遅延電位の判定には %RMS 40, filtered QRS duration, RMS in last 40 msec を用いた. X, Y, Z 心電図により視覚的に遅延電位の確認された症例の %RMS 40 は 10% 以下であり, 最も良く遅延電位の有無を鑑別しうる指標と考えられた. Simson⁴⁾ は highpass filter 25 Hz を用いたとき, 心室性頻拍を有する患者の 92% において filtered QRS の last 40 msec の RMS は 25uV 以下で, 72% において filtered QRS duration は 120 msec 以上であったと報告している. 一方, Denes ら⁵⁾は high-pass filter 40 Hz を用いたとき, Gomes ら⁶⁾は 80 Hz を用いたときに, filtered QR duration, last 40 msec の RMS は正常者と心室性頻拍患者との鑑別に有用であったと報告している. このようにこれら filtered QRS duration, RMS 40 の QRS は指標を用いた誘導法, 増幅器, filter の特性により異なりうるから, 上記諸条件の標準化が必要であろう.

空間ベクトル心電図 (X, Y, Z) 誘導を用いた加算心電図により遅延電位の有無のスクリーニングは可能であるが, 遅延電位の空間的局在の判定は困難である. しかし, 加算心電図による遅延電位の前胸壁 25 点の体表面電位図より, 遅延電位の局在性の診断が可能であった. 心筋梗塞による遅延電位の発生機序^{13,14)}として, 梗塞部位の伝導遅延が関与すると考えられている. 遅延電位の空間的局在は体表面 departure map¹⁵⁾による梗塞領域と空間的にはほぼ一致したという今回の結果は, 遅延電位の発生機序を考えるうえで興味深い知見であった. 現在, 体表面マップの誘導数^{11,12)}, フィルターの特性, 同時記録などの技術的な問題はあり, 今後さらにこれらの点の改善を要しよう.

要 約

体表面心電図 QRS 終末部の低電位高周波成分(遅延電位, LP)の検出, および体表面電位図を表示する装置を開発した. 正常例 30 例と陳旧性心筋梗塞 35 例に応用してその臨床的意義について検討した.

シールド内において銀-塩化銀電極を使用し, X(V_5-V_{5R}), Y($m-II$), Z(V_3-V_6)の3誘導, および波形を増幅, アナログフィルターで帯域処理した後, 電算機で演算処理した. 遅延電位の認識はフィルター処理した X, Y, Z 誘導の平均加算心電図波形, および filter 処理をし平均加算した3誘導波形の vector magnitude ($V = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$)を求め, total filtered (F)-QRS の RMS に対する F-QRS の終了点より 40 msec 前までの root mean square (RMS) の比率(%RMS 40)より判定した. また遅延電位の確認された症例において, 体表面 24 点(縦5列×横5列)誘導の平均加算単極誘導心電図を表示した. さらに健常成人 20 例を対象として各誘導点において 4 msec ごとの平均電位(平均値 M, 標準偏差 SD)を求め, 患者の電位(X)との差より departure index ($X_i - M/SD_i$)を算出し, 心筋梗塞部位を検出する差の電位図(departure map)を作製した. また LP area map と departure map の再合成図を作製し, 梗塞部位と遅延電位の空間的局在を検討した.

1. 遅延電位の判定は X, Y, Z 心電図および空間マグニチュード心電図の両法より行うことが望ましい.

2. 空間マグニチュード心電図において F-QRS 幅, RMS 40, %RMS 40 は用いた帯域フィルターにより異なったが, 100-300 Hz の帯域フィルターを用いたとき, %RMS 40 は X, Y, Z 誘導心電図の正常例と遅延電位を有する心筋梗塞例を良く識別できた.

3. 遅延電位を有する心筋梗塞群の %RMS 40 は $6.8 \pm 2.9\%$ と, 遅延電位のない心筋梗塞群($28 \pm 6.5\%$), 正常コントロール群($37 \pm 10.8\%$)に

比較し, 有意に低値 ($p < 0.001$) であった.

4. 前壁梗塞において departure area と LP area map は空間的に一致した.

X, Y, Z 心電図, 空間マグニチュード心電図, および前胸部 25 誘導体表面電位図は, 遅延電位の検出, 空間的局在を評価するうえで有用であった.

本研究は圭陵会学術振興会研究助成 No. 48 による.

文 献

- 1) Berbari EJ, Scherlag BJ, Hope RR, Lazzara R: Recording from the body surface of arrhythmic ventricular activity during the ST segment. *Am J Cardiol* **41**: 697-702, 1978
- 2) Simson MB, Eule D, Michelson EL, Falcone RA, Spear JF, Moore EN: Detection of delayed ventricular activation on the body surface in dogs. *Am J Physiol* **241**, H363-369, 1981
- 3) Rozanski JJ, Morata D, Meyerburg RJ, Castellanos A: Body surface detection of delayed depolarizations in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm. *Circulation* **63**: 1172-1178, 1981
- 4) Simson MB: Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation* **64**: 235-242, 1981
- 5) Denes P, Santarelli P, Hauser RG, Uretz E: 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* **67**: 1129-1138, 1983
- 6) Gomes JA, Mehra R, Barreca P, El-Sherif N, Hariman R, Holzman R: Quantitative analysis of the high-frequency components of the signal-averaged QRS complex in patients with acute myocardial infarction: A prospective study. *Circulation* **72**: 105-111, 1985
- 7) 小林克也, 石田健次郎, 伊藤成規: Late ventricular potentials 検出法の基礎的検討と臨床応用. *心臓* **17**: 218-223, 1985
- 8) 山内数信, 鈴木正之, 後藤 直, 加藤林也, 外畑巖, 北川信之: マイクロコンピュータを利用した遅延電位検出装置の開発. *呼吸と循環* **35**: 971-976, 1987
- 9) 中居賢司, 菖蒲沢 実, 伊藤忠一, 黄 奕徳, 加藤

中居, 菖蒲沢, 伊藤, ほか

- 政孝, 笠貫 宏, 三浦 守, 佐藤文男. 体表面加算心電図による遅延電位検出の意義と問題点. 呼吸と循環 **36**: 79-86, 1988
- 10) Graeme JG, Tobey GE, Huellsman LP: Operation Amplifiers. New York, McGraw-Hill, 1971, p 197
- 11) Gardner PI, Ursell PC, Pham TD, Fenoglio JJ, Wit AL: Experimental chronic ventricular tachycardia: Anatomic and electrophysiologic substances. *in* Tachycardias. Josephson ME, Wellens HJJ ed., Lea & Febiger, Philadelphia, 1984, p 29-60
- 12) Simson MB, Unitereker WJ, Spieman 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* **51**: 105-112, 1983
- 13) Flowers NC, Horan LG, Johnson JC: Anterior infarctional changes occurring during mid and late ventricular activation detected by surface mapping techniques. *Circulation* **54**: 906-913, 1976
- 14) 林 博史: 体表面心電図の現況と将来の展望. 心電図 **5**: 305-326, 1985
- 15) Lux RL, Burgess ML, Wyatt RF, Evans AK, Vincent GM, Abildskov JA: Clinically practical lead systems for improved electrocardiography: Comparison with precordial grids and conventional lead systems. *Circulation* **59**: 356-363, 1979