

パターンの認識について

—臨床心電図の自動的解読—

二 官 理 憲

協同研究者：木村栄一，壬生倉裕，早川弘一
赤染悌三(日本医科大学内科)

(1964年11月受付)

Sur la Rekono de Formo

—Automata Lego de la Klinika Elektrokardiografiko—

Satoki NINOMIJA

Komunaj Sciencistoj: E. KIMURA, J. MIBUKURA, H. HAYAKAWA,
T. AKAZOME (Nihon Kuracista Fakluto)

Malsanoj koraj oni dividos laŭ la elektrokardiografiko, studis mi kum la kuracistoj dum du jaroj. En tiu okazo havis ni la problemo, ĉu la punktoj decidaj, kiu havis la decidaj fiziologiaj sencoj, oni rekonos automate. En la tezo mi skribos la metodo de automata rekono laŭ vidpunkto de statistika matematiko. Konkludon mi havis, sur la rekono de formo oni necesis ja du subajn gravajn insistojn;

- 1) Kia ordo rekonis oni?
- 2) Kia statistikokvanto uzis oni?

Institnto de Statistika Matematiko

初 め に

ここでは日本医科大学附属病院木村内科との協同研究をおこなっている心電図による病状の自動的な診断のさい問題となった心電図の各点の認識の方法論について述べる。問題は心電図と限定された対象についてであるが、ここで述べる方法論は、もちろんもっと一般の対象物に対しても用いることが可能である。

1. 心 電 図

心電図とは医学の方では患者の心臓についての情報をうるための道具で、次のように定義できる。

人体と関係のある定められた点を A_1, A_2, \dots とする。 A_i と A_j の間の時刻 t における電位差を $\varphi(A_i, A_j; t)$ とする。 $\{\varphi(A_i, A_j; t)\}$ ($i, j=1, 2, \dots$) のうち特にその人体の心臓の状態と関係の深いもの、およびそのある関数: $\varphi(\cdot, \cdot, \dots; t)$ を心電図、あるいはベクトル心電図という。またそれが脳の状態と深い関係があれば脳波、筋肉とであれば筋電図という。それらはだいたい表 1.1 のような特性をもっている。

心電図の方で第 I 誘導といわれているものは、その 2 点を右前腕 (A_1) と左前腕 (A_2) とした場合の $\varphi(A_1, A_2; t)$ である。またベクトル心電図とは人体表面において適当に定められた電

表 1.1

	電 圧	周 波 数
心 電 図	1~2mV	0.1~200 c/s
筋 電 図	10 μ V~15mV	10~2,000 c/s
脳 波	5~500 μ V	0.5~70 c/s

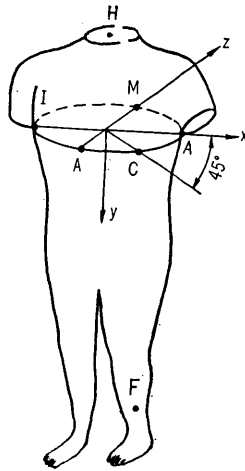


図 1.1

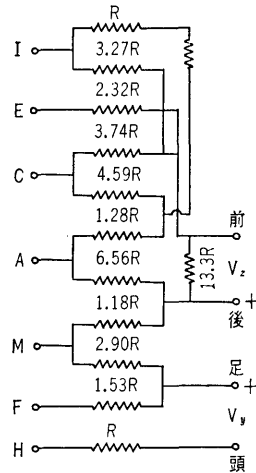


図 1.2

位差により x, y, z 軸と直交する軸へ射影しようとするものである。Frank 法とは、図 1.1 のように 7 点を定め、それを図 1.2 のように結び、3つの軸へ心臓に関する電位変化をうつしだそうとするものである。どのような心電図においても考慮されなければならないことは、そのパターンが心臓以外の状態により変化をしないような点 A_1, A_2, \dots をえらばなければならないことである。その点において Frank のベクトル心電図はすぐれているといわれている。

心電図 $\varphi(\cdot, \cdot, \dots; t)$ は一般に図 1.3 のような型をしている。心臓の運びにしたがってこのような波がくりかえされる。前の方から P 波、QRS 波、T 波と医学の方では名づけられている。

ところで心臓とは胸部の中央よりやや左に傾けて存在する臓器であり、全身および肺への血流抽出をする機能をもっている。その機能は4つの腔、すなわち左、右心房および左、右心室とそれの出入口にある弁の統一ある収縮運動によって営まれる。心筋の収縮は心筋線維細胞膜を伝播する興奮（一種の生物電気現象）によって起る。すなわち、右心房壁に位置する洞房結節 (S. A. N.) により、一般の正常な人体では毎分 50~80 回の頻度で興奮が起る。この興奮は図 1.4 の両心房内をだいたい放射状に拡がる。この興奮に由来するのが P 波である。その興奮

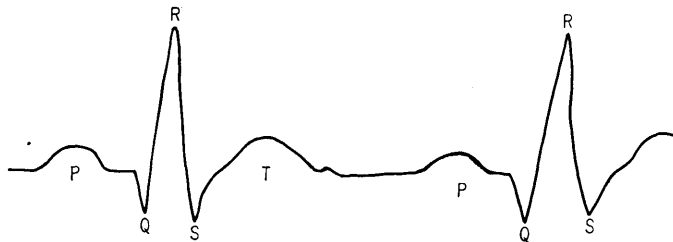


図 1.3

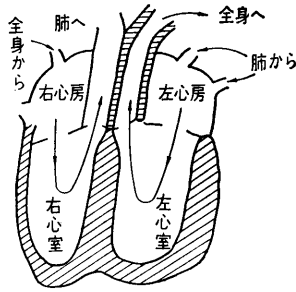


図 1.4 心臓の構造と血液の流れ

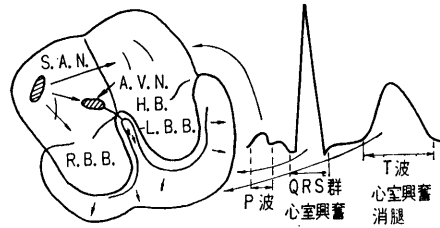


図 1.5 心臓興奮伝播過程および心電図波形との関係

は房室結節(A. V. N.)を通過し、ヒス束(H. B.)および左脚(C. B. B.)、あるいは右脚(R. B. B.)を経て広く心室内に拡がる。この心室内の興奮伝播のさいに QRS 波が生じる。房室結節等を興奮が通過するには少し時間がかかる。P 波と QRS 波の間の水平部はこれにより起る。次に心室の興奮がさめるとき T 波が起るとされている。T 波の後につづく U 波の原因は未だ解明されていない。

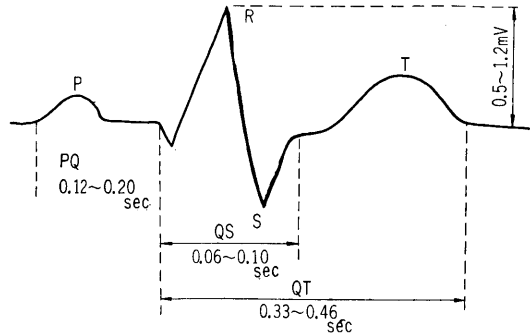
以上のように、心電図で表わされているそれぞれの波は心臓の状態と密接な関係がある。したがって心電図により心臓の状態についての情報をえることが可能である。

2. 心電図の特性

1. で述べたように心電図はだいたい $0.1 \sim 200$ c/s の周波数を含んでいる。したがってアナログな心電図をデジタルな値に変換する場合は少なくとも 1 秒間に 400 個の割でサンプルを取らねばならない。ここでの研究のためには、医学的な測定器との関係で 400 個/1秒 にしてある。このデジタルになった値を $X(1), X(2), \dots, X(N)$ とする。

心電図の各点を認識する方法を作るのであるが、そのさいどのような心電図を対称とするか定めなければならない。正常人の心電図だけしか判読しないというのでは実用性がない。しかしすべての心電図というのはあまりにも変化が多すぎて不可能であろう。そこでここでは自動的に判読しようとする心電図は正常人の心電図ばかりでなく、ある種の病的な心電図をも含む集合とする(今後この心電図を可判心電図と記す)。判読するとは、このような心電図が 1. での A_i の i の違い(測定場所の違い、測定される者の個人差、もちろんこれに含まれるが病気による差等によって多種多様になり、その上測定および変換のさいに混入した雑音によって、求めようとしている点が不明確になってしまっている。このような点を経験の深い医者と同じ医学的な理論と、測定値としても正確になるように点を認識しようとするのである。

それゆえ点を認識するには、この一見多種多様に見える心電図を特別な面へ射影して、生理学的に定められた点に対して、可判心電図については常に普遍であるようにする。この研究における 1 の問題は、この特別な面を見つけることにある。まず可判心電図の特性を明らかにしなければならないであろう。その前に判読可能な心電図をどのように定めるかが問題となろう。この問題に対しては、今これから述べる方法をとる限り、しかし明確に定めることが不可能といわざるをえない。始めに非常に大まかに可判心電図の範囲を定め、それらについてのいろいろな統計量(これも大まかにならざるをえないか)の性質を調べる。たとえば最も基本的な統計量としては図 2.1 にあるような各波の幅と高さである図 2.1 での各統計量は、ここでいう可判心電図から少しづれているかもしれない。ここでの方法論の狙いの 1 つとしては明確に定められていない可判心電図——定める必要はないのであって、大きいければ大きい方がよい——に対して安定した統計量を見いだすことである。いいかえれば、もし可能ならばすべての



波の幅はいずれも単位は秒

図 2.1

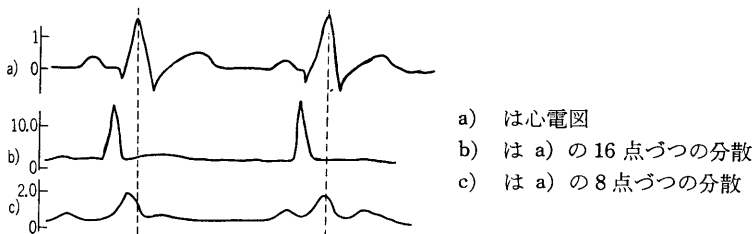
心電図に対して安定している統計量を見つけることである。

心電図をみてすぐ気付くことは QRS 波は変化が他の波に比して烈しいことである。このことは可判心電図からはぶいてある不整脈についてもいえ、心電図の大きな特徴である。今までも他のいくつかのグループで試された心電図の自動測定の場合も、このことが利用されている。それは QRS 波においては他の波より変化率の絶対値が大きいとして用いられている。ところで我々のデータでは心電図を人体から記録する組織がまづいたため雑音が大きく、いくつかの実例では変化率でもって QRS を見つけたことが不可能である。もちろん適当な平滑化をすれば可能であるが、心電図の一部においては、平滑化によっては真の情報が失われる恐れのあるところがあり好ましくないと考えられる。もちろん QRS をみつけるために平滑化して他のときは元のデータを用いるという方法をとってもよいであろう。我々のもちいた方法はこれと同じような考え方であるが、変化率の評価に勾配を用いないで、その区間での分散を用いている点が異なっている。一般的に測定値は高次の微分になればなるほど雑音の影響が大きく表われ、積分をすればそれは小さくなる。分散を用いた1つの理由はここにある。実際には、

$$V_{16}(I) = \frac{1}{16} \sum_{K=I}^{I+15} X(K)^2 - \left(\frac{1}{16} \sum_{K=I}^{I+15} X(K) \right)^2 \quad (I=1, 2, \dots)$$

と16点づつの分散 $V_{16}(I)$ を少なくとも心電図の2周期が入る区間で計算すると図 2.2 b) のようになる。次に $V_8(I)$ (16点づつの分散でなく8点づつの分散) は図 2.2 c) のようになる。

図 2.2 に示したデータは1つの例ではあるが他のいろいろなパターンの変った心電図についても $V_{16}(I)$ は QRS 部分において他の部分より8~15倍の差があり、はっきりと他の波の部分と区別できる。 $V_{32}(I)$ (32点づつの分散) も計算してみたが、これではかえって QRS も小さくなっている場合が多い。いいかえれば心電図は16点づつの移動分散に対して1つの普遍性をもっている。



a) は心電図
b) は a) の 16 点づつの分散
c) は a) の 8 点づつの分散

図 2.2

図 2.1 で示したように、心電図について高さや幅のレンジだけでなく、それに対する分布の型をもできるだけ明らかにしなければならない (図 3.6 参照)。

3. 心電図の点の認識

心電図における各点は記述を簡単にするため図 3.1 のように名づける。

心電図の点を認識するとは、心電図が多様性である上に雑音が入っているデータから、それらに左右されない生理学的な現象と対応する点を見つけようとするのである。2. で述べたように QRS 波は $V_{16}(I)$ をみることによって見つけることができる。実際に 2 は周期の部分について、

$$\max V_{16}(I)$$

を満す I を求める。次に $\max V_{16}(I) \times 0.05$ を境界線として引き $(\dots) V_{16}(I)$ との交点をそれぞれ前の方か QBI' , QEI' , $QBII'$, $QEII'$ らとする。 QBI' は QB の近くであるが、常にその後ろになっている場合が多い。そこで $QBI' + 10$ を QB を見つけるための出発値として、そこから 8 点づつの最小二乗法による直線を作り、 I 番目のその直線の勾配を $A(I)$, 分散を $B(I)$ とする。 I を $QBI' + 10$ より 1 つづつ I を小さくしながら、始めて、

$$\left. \begin{array}{l} |A(I)| > 0.005 \\ B(I) > 0.001 \end{array} \right\} \dots\dots\dots (3.1)$$

となる I をみつけ、これを QBI とする、(3.1) での定数 0.005 と 0.001 はいくつかの心電図のサンプルより計算したものである。今まで試された方法では勾配が小さくなった所で QB としていたが、われわれの可判心電図まで範囲を拡げると、この方法では間違う場合がでてくる (図 3.3)。このようにして第 1 番目の QB が見いだされ、同様にして第 2 番目の QB も $QBII'$ をもとにして見いだされる。これ以後に述べるいろいろの点の認識はできないような不整脈についてもこの方法は適応できる。したがって不整脈の周期の解析も可能となる。

心電図 $X(I)$ はデジタルに変換される際に、本来の心電図の零線がづれることもあり、また心電図自身も呼吸の影響で零線がゆれていることもある。できるだけよい情報をえるために心電図の本来の零線を見つつけ、それによって心電図を基準化しなければならない。一般には UP 間を零点として基準化されているが、ここで QB を零点として、すなわち QBI と $QBII$ を

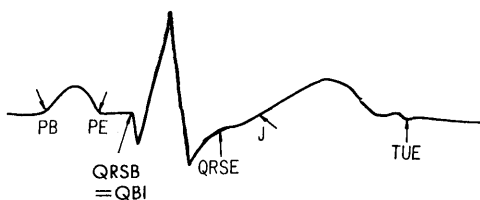


図 3.1

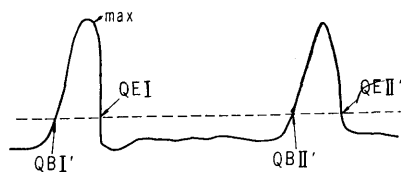


図 3.2

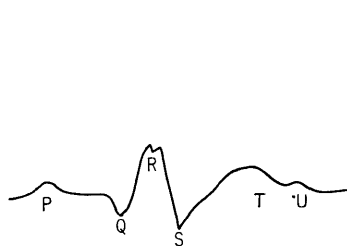


図 3.3

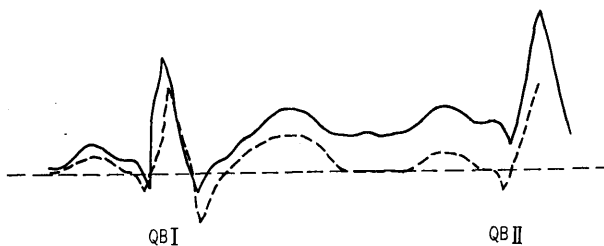


図 3.4

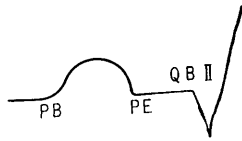


図 3.5

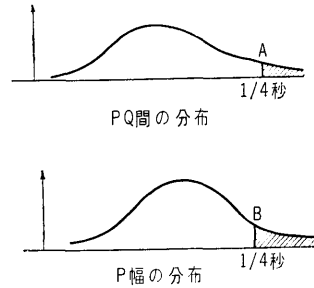


図 3.6

結ぶ線を零線として基準化をおこなう (図 3.4).

この基準化されたデータを基に PE および PB を求める. PE は QBII より 8 点づつの移動平均 $M(I)$ を計算しながら 1 点づつ後進しながら, 始めて,

$$|M(I)| > 0.025$$

となったときの I を PE とする. しかし I は QBII からして 100 個までしか動かさない*, 次に PB は PE が存ったときだけ, それより 100 点後*より前へ進みながら上と同様な方法によりみつける.

ここで*のような方法をとったのは PQ および P 幅の分布 (図 2.6) (これは協同研究の医者がわれわれの可判心電図について推定したものである. 実際の調査ではない) よりして, この方法によって判読できないのがわずかであり, またこのはぶかれた心電図をも判読する方法を作るのは非常に困難であるからである. A, B は全体としてできる限り可判心電図が大きくなるように定めてある.

J, TUE などの点についても移動平均により, またその存在範囲を上で述べた方法により求める.

以上のようにして各点が定まれば, その各点間の時間, およびそこにおける最大または最小値を求めれば医学上要求されている心電図に関する情報がえられる.

ここにおいて本質的に重要なことは, 最初に QRS を見つけ, 他はそれより後に, QRS の存在位置をもとにして求めたことである. この順序を逆にしてはこのような点の認識は不可能ではないにしても非常に複雑な方法となろう. 次に重要なことは, それぞれの点を見つけるには, それに適した統計量 (あるいは一般的に統計的处理) を用いることである.

統計数理研究所

参 考 文 献

- [1] 岡島, 安井: 電子計算機による心電図の解説; 医用電子装置研究会資料, 1964
- [2] 大内淳義: 医用エレクトロニクス, 電気学会雑誌, 1963
- [3] 上田, 櫻田, 木村: 臨床心電図学
- [4] 佐野豊美: ベクトル心電図
- [5] 二宮理憲: 診断について, 未発表
- [6] 二宮理憲: パターンの認識について, 統計数理研究所講究会記録, 1963, 12
- [7] 二宮理憲: 心電図の解析, その他 統計数理研究所養成所講義録, 1964, 11