

不整脈の自動検知に関する研究

澤田 成生、小山 孝夫、木村 元彦、水品 静夫、
木村 泰三*、原田 幸雄*、杉浦 敏文

静岡大学電子工学研究所、浜松医科大学第一外科*

〒432 浜松市城北3-5-1

Tel : 053-478-1328 Fax : 053-478-1333

E-mail : t-sugi@rie.sizuoka.ac.jp

あらまし 本報告では、致死性不整脈である心室細動と正常心拍の判別を心電図の特徴に着目して行う方法について述べる。心電図の特徴を表す量として、①心周期の変動率、②振幅変動率、③波形のピークの尖度、の三つに着目、各量を定義し、標準的な心電図を用いてそれらを求めた。これらを用いてファジィ推論による心電図評価法を開発し、正常から心室細動までの範囲を100~0の数値に対応させた結果、正常な心電図はほぼ90以上に、細動波形は20以下の数値に対応した。心電図波形を簡単な認識アルゴリズムによって見分ける可能性が示唆された。

キーワード 心室細動、心室頻拍、ファジィ推論、自動検知

A preliminary study of automatic discrimination of cardiac arrhythmia

S.Sawada, T.Oyama, M.Kimura, S.Mizusina, T.Kimura*, Y.Harada*, T.Sugiura

Research Institute of Electronics, Shizuoka University,
Hamamatsu University School of Medicine 1st Dept.

Johoku 3-5-1, Hamamatsu 432

Tel : 053-478-1328, Fax : 053-478-1333

E-mail : t-sugi@rie.sizuoka.ac.jp

Abstract A study of the method to discriminate the ventricular fibrillation from the normal sinus rhythm based on the difference of the electrocardiogram(ECG) characteristics is presented. Three characteristics, ① fluctuation rate of the interval, ② fluctuation rate of the amplitude, ③ sharpness of the peak, are defined. These were measured with three normal ECGs and three ECGs of the ventricular fibrillation. Based on this result, a method to evaluate ECGs through fuzzy inference was developed. ECGs are quantified by the numbers, 0(fibrillation)~100(normal). Seven ECGs were measured by this method. ECGs over 90 were determined to be normal while those less than 20 were to be fibrillation. Feasibility for the discrimination of cardiac arrhythmia by this simple method is discussed.

key words ventricular fibrillation, ventricular tachycardia, fuzzy inference, automatic discrimination

1.はじめに

心拍には、大きく分けて正常心拍 (Normal Sinus Rhythm : NSR) と不整脈がある。不整脈には様々なものがあるが、さほど緊急を要しないものと、放置すれば死に至る致死性の不整脈に大別される。後者の危険な不整脈は、心室細動 (Ventricular Fibrillation : VF) と持続性の心室頻拍 (Ventricular Tachycardia : VT) である¹⁾ (図1)。

VTは、安静時でも1分間に150~160回程度の速い心拍数を伴うもので、発作的に出現し、血圧低下により意識不明に至ることもある。持続性のVTは放置しておくともVFに移行する可能性も高く、危険な不整脈である。VFが起こると、心房筋あるいは心室筋において複数の異所性興奮が非同期的に発生し、心臓がその機能を維持できなくなる。その結果、患者は6~8秒で失神し、5~8分以上の放置で脳死に至る。これらVT、VFは患者の死に直結するため、その検知およびNSRとの識別は非常に重要である。

これらの致死性不整脈に対する治療法として、植え込み型除細動器 (Implantable Cardioverter/Defibrillator : ICD) が、近年注目されている。ICDは、VFを検出すると、50~700Vもの大きな電氣的パルスを出力し、VFを停止し心臓を正常なリズムに戻す。また、VTを検出すると、カルジオバージョン (cardioversion) と呼ばれる、より低出力な通電によりVTを停止する機能を持つ²⁾。

現在のICDにおいては、VT、VFの検出は、周期の長さや安定性など、心拍のリズムを基本にして行なっている³⁾。例えば、最新のアルゴリズムでは、VF、VTそれぞれの検知ウィンドウに域値があり、リズムが域値より速いか遅いかを測定し、あらかじめ決めた数の心拍が連続して同一のウィンドウ内に入ることを規準にして、VT、もしくはVFを検出している⁴⁾。

現在のICDにおける不整脈の検出は、このように心拍のリズムを基本にしており、良好な結果を得ているが、依然として検知エラーが認められ

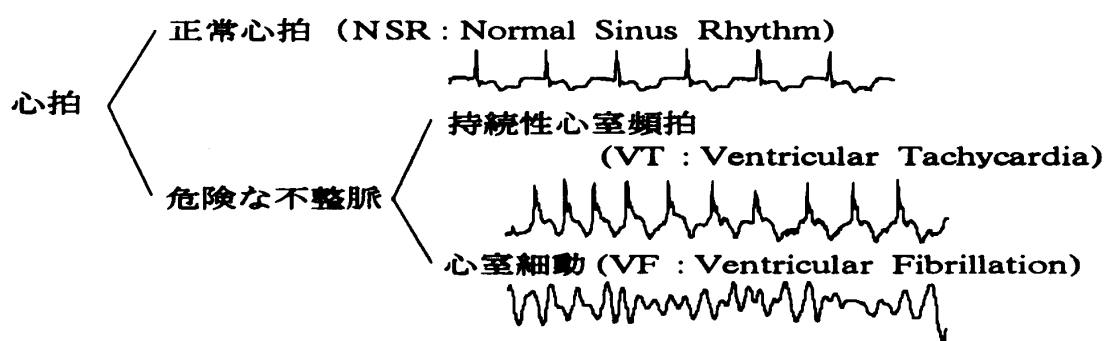


図1 心拍リズム

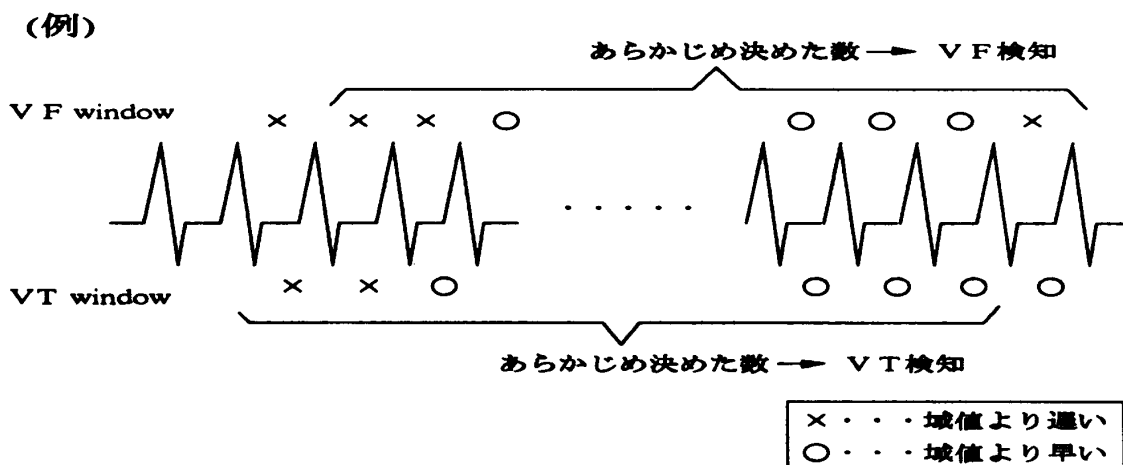


図2 最新の検知方法 (文献 (5) をもとに作成)

ている⁹⁾。不整脈判別能力を向上させるために、ニューロネットワークによる方法⁹⁾、リズムと振幅の組合せによる方法⁹⁾、波形の相関を考慮する方法¹⁰⁾等が検討されているが、まだ問題の解決には至っていない。しかしながら、一方では検知エラーが生じたほとんどの場合において、医師が心電図を見ればその判別が可能とされている。

本研究では、心電図波形の特徴に着目した不整脈の識別法について検討している。

2. 方法

本研究の方法としては、まず、波形の特徴を表す量として(1)周期変動率(2)振幅変動率(3)ピークの尖度(ピークの鋭さ)の三つの量を定義し、それぞれを定量化する。次に、これら三つの量にファジィ論理を適用して推論を行ない、不整脈の程度を0~100の数値で表す。

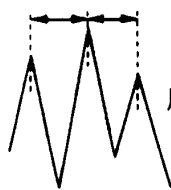
今回の研究においては、心電図識別の第1段階として、NSRとVFの識別を行なった。

2.1 3つの特徴量

図3に、心電図識別のための3つの特徴量を示す。

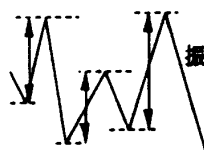
周期変動率は、周期のずれを示すもので、式(1)で表される。振幅変動率も同様に、振幅のずれを

(1) 周期変動率



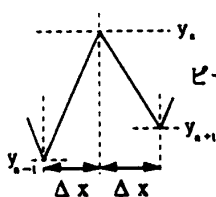
$$\text{周期変動率} = \frac{\text{周期一周期の平均値}}{\text{周期の平均値}} \times 100 \quad (1)$$

(2) 振幅変動率



$$\text{振幅変動率} = \frac{\text{振幅一振幅の平均値}}{\text{振幅の平均値}} \times 100 \quad (2)$$

(3) ピークの尖度



$$\text{ピークの尖度} = \frac{y_{n-1} - y_{n-2}}{\Delta x} - \frac{y_{n+1} - y_n}{\Delta x} \quad (3)$$

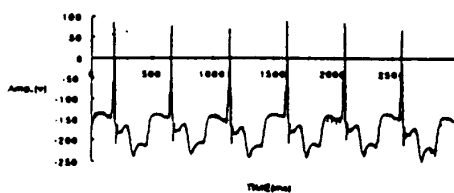
図3 定義した3つの特徴量

示すもので、式(2)で表される。ピークの尖度は、ここではピークの前後における傾きの差で示されるものとし、式(3)により求めた。

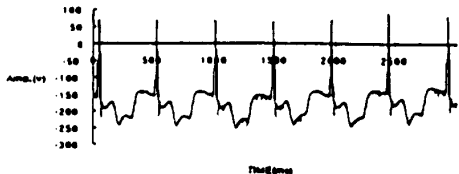
2.2 基準とした心電図

次に、図4に示す正常心拍3例、心室細動3例

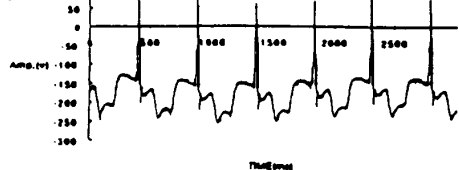
NSR 1



NSR 2



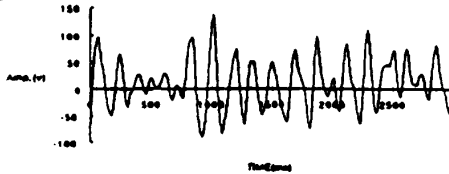
NSR 3



VF 1



VF 2



VF 3



図4 基準とした心電図

の計6例を基準心電図として、3つの特徴量(周期変動率、振幅変動率、ピークの尖度)を求めた。

図4において、左がNSR、右がVFの心電図であり、これらの心電図は、雑種成犬から第II誘導で取り込んだ体表心電図である。

表1に、図4に示した心電図の3つの特徴量を示す。NSR、VFの間には、明らかな差がみられる。これらの値から、例えば周期変動率(%)については、26以下ならば完全にNSRに属し、53以上ならば完全にVFに属する、というようにメンバーシップ関数を定め、それぞれのメンバーシップ関数をファジィ推論によって評価のメンバーシップ関数に割り当てることで、心電図を評価した。

表1 基準心電図の特徴量

	周期変動率 (%)	振幅変動率 (%)	ピークの尖度
NSR 1	19.3	4.7	201.3
NSR 2	25.3	2.4	185.8
NSR 3	4.7	4.5	200.3
VF 1	89.4	6.8	6.4
VF 2	54.8	17.6	3.9
VF 3	53.6	21.3	3.3

NSR : Normal Sinus Rhythm

VF : Ventricular Fibrillation

3. ファジィ推論

本研究のファジィ推論においては、Max-Product 合成法、非ファジィ化には重心法を使用した。

図5に周期変動率がx、振幅変動率がy、ピークの尖度がzという値をとる時のファジィ推論の例を示す。それぞれの度合(グレード)をメンバーシップ関数によって求め、各々を掛け合わせた適合度($\omega_1 \sim \omega_8$)を、制御規則に従って評価のメ

ンバーシップ関数に割り当てる。ひとつの山に二つ以上のラベルがある場合は、最も大きいものを用いる。出力は、全面積の重心をとることで求めた。

3.1 メンバーシップ関数

図6に、表1の値をもとにして定めたメンバーシップ関数を示す。3つの特徴量に対しては、それぞれNSRとVFの2つのファジィラベルを、出力の評価に対しては、NSR、NE、VFの3

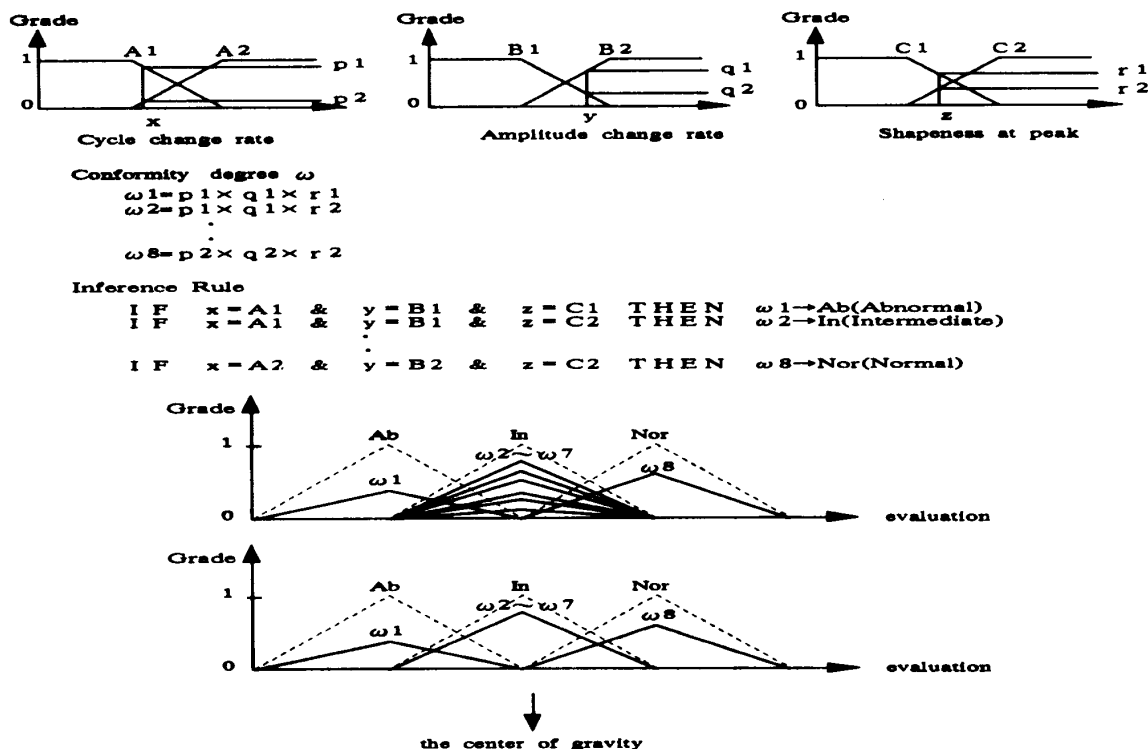


図5 ファジィ推論

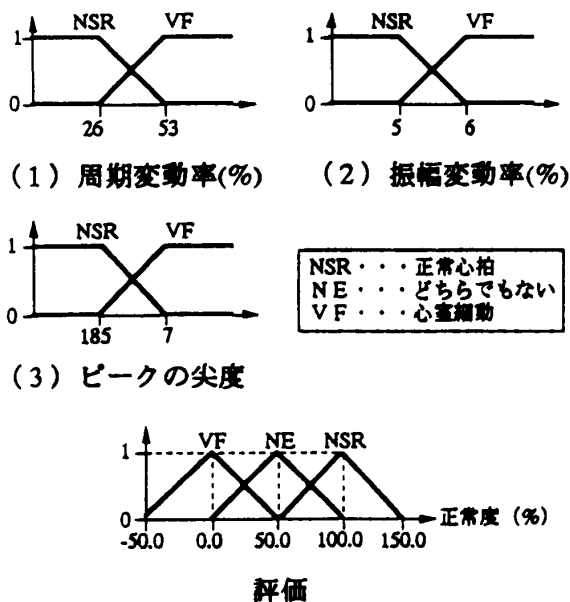


図6 メンバシップ関数

表2 推論規則

周期変動率	振幅変動率	ピーク尖度	評価
○	○	○	○
○	○	×	△
○	×	○	△
○	×	×	△
×	○	○	△
×	○	×	△
×	×	○	△
×	×	×	×

○・・・NSR(正常心拍)
 △・・・NE(どちらでもない)
 ×・・・VF(心室細動)

つのファジラベルを用意した。また、評価値は、心電図が正常であるほど100に近く、異常であるほど0に近い値をとるものとした。

3.2 推論規則

表2に、周期変動率、振幅変動率、ピークの尖度から、評価を求める際の推論規則を示す。

3つの特徴量に対するメンバシップ関数のグレードが3つともNSRの範囲の時、評価のファジラベルはNSR、3つともVFの範囲の時はVF、それ以外の範囲についてはNE(どちらでもない)を割り当てた。

4. 評価

4.1 評価した心電図

図7に、評価した心電図を示す。テスト1、2はNSR、テスト3、4はVT、テスト5は上室性心室頻拍(Supraventricular Tachycardia: SVT)テスト6、7はVFの心電図波形である。

テスト1、2のNSRについては100、また、テスト6、7のVFについては0に近い値がでており、テスト3、4、5につ

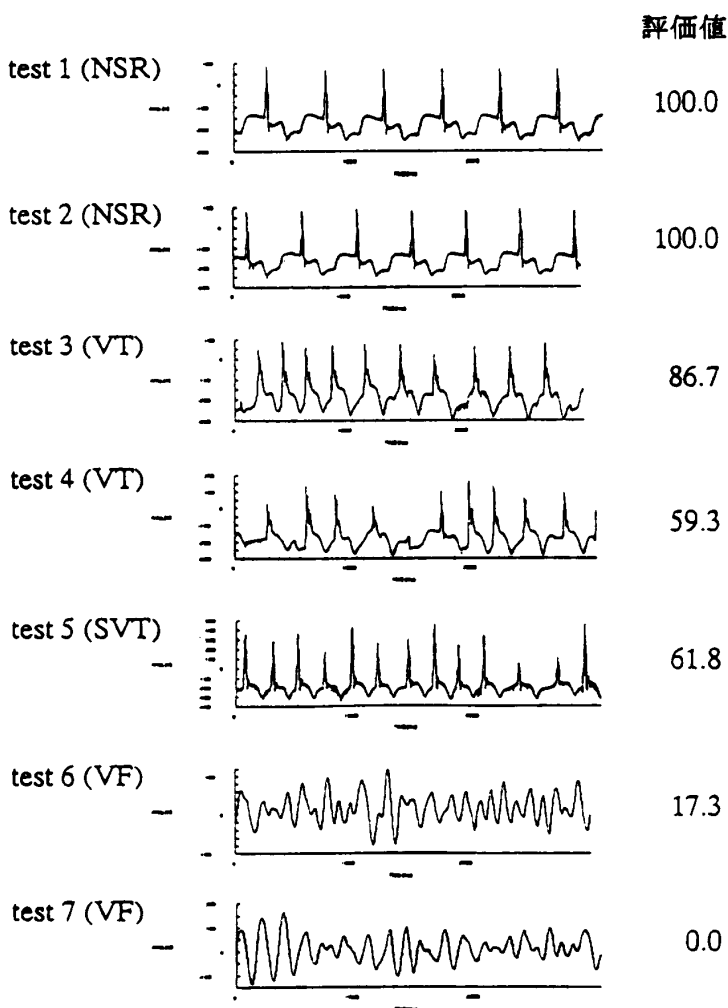


図7 評価した心電図

表3 評価結果

test 1 (NSR)	100.0
test 2 (NSR)	100.0
test 3 (VT)	86.7
test 4 (VT)	59.3
test 5 (SVT)	61.8
test 6 (VF)	17.3
test 7 (VF)	0.0

NSR : Normal Sinus Rhythm
 VT : Ventricular Tachycardia
 SVT : Supraventricular Tachycardia
 VF : Ventricular Fibrillation

いてはその間の値が得られ、結果としては妥当であると考えられる。

4.2 評価結果

以上の評価結果を、表3にまとめる。

我々は、これまでの評価結果から、域値20以下ならVF、域値90以上ならNSRと考えているが、明確な域値及びその間の値については、今後、症例の数を増やして、検討していきたい。

以上の結果から、NSRとVFについては、明確に識別できるものと考えている。

5.まとめ

心電図波形に着目した不整脈の自動識別法を、ファジィ論理に基づいて開発した。

また、その方法を用いて、正常な心電図と心室細動の心電図を識別することができた。

今後は、より多くの症例に適用して、本方法の有効性を確認していきたい。

6.謝辞

なお、今回用いた心電図は、帝京大学医学部の中島先生のご好意により使わせて頂きました。ここに、厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) 高田 明和、本田 西男、森田 之大：“臨床生理学”，医歯学出版株式会社，pp.300-307, 1983
- 2) 横山 正義：“命を救う除細動器”，Clinical Engineering Vol.5 No.12 特集，pp.833-876, 1994
- 3) Wietholt D et al.：“Clinical experience with antitachycardia pacing and improved detection algorithms in a new implantable cardioverter-defibrillator.”，JACC 21, pp.885-894, 1993
- 4) Newman D et al.：“Randomized controlled comparison of antitachycardia pacing algorithms for termination of ventricular tachycardia.”，JACC 21, pp.1413-1418, 1993
- 5) S.M.bach, J.C.Hsung：“Implantable Device Algorithms for Detection and Discrimination of Tachyarrhythmia.”，E.Alt H.Klein J.C.Griffin (Eds.) 'The Implantable Cardioverter/Defibrillator', Springer-Verlag, pp.67-81, 1992
- 6) Grimm W, Flores BF, Marchlinski FE.：“Electrocardiographically documented unnecessary, spontaneous shocks in 241 patients with implantable cardioverter-defibrillators.”，PACE 15, pp.1667-1673,1992
- 7) Callans DJ, Hook BG, Kleiman RB, et al.：“Unique sensing errors in third-generation implantable cardioverter-defibrillators.”，JACC 22, pp.1135-40, 1993
- 8) Steven Farrugia, Hansen Yee, Peter Nickolls：“Implantable Cardioverter Defibrillator Electrogram Recognition with a Multilayer Perceptron.”，PACE 16, pp.228-234, 1993
- 9) Robert D, Throne, John R.Windle, Arthur R.Easley, Jr, Brian Olshansky, David Wilber：“Scatter Diagram Analysis：A New Technique for Discriminating Ventricular Tachyarrhythmias.”，PACE 17, pp.1267-1275, 1994
- 10) Lorenzo A.Dicarlo, Robert D.Throne, Janice M.Jenkins：“A Time-Domain Analysis of Intracardiac Electrograms for Arrhythmias Detection.”，PACE 14, pp.329-336, 1991