研 究

Programable Pacemaker の至適刺激パルス幅 に関する研究 —右心室心内膜単極電極による検討—

古田陽一郎* 松村 順* 田辺章弘*
藤山増昭* 池田秀夫* 戸嶋裕徳*

Programable pacemaker の標準刺激パルス幅は各製造メーカーおよび機種によって異なり、至適パルス幅に関しては一定の見解は得られていない。

本研究では、pacemaker 植込み症例68例を対象に刺激閾値を各パルス幅毎に測定し、以下の結果を得た。1) 刺激閾値曲線は正の直角双曲線を示し、経過とともに右上方に偏位したが、その変化は経過月数および電極尖端面積との間に明らかな相関を認めなかった。2) 慢性期における刺激閾値曲線の頂点は、chronaxie time より安定し、そのパルス幅は閾値電圧で 0.57 ± 0.11 msec, 閾値電流で 0.88 ± 0.18 msec であり、programable pacemaker の刺激パルス幅は、定電圧型: 0.7 msec 以上、定電流型: 1.1 msec 以上に設定することが、pacing 不全を防止する上に必要である。

Study of Optimum Pulse-Width in Programable Pacemaker—Using Transvenous Endocardial Unipolar-Leads— Yohichiro Furuta*, Jun Matsumura*, Akihiro Tanabe*, Masuaki Fujiyama*, Hideo Ikeda*, Hironori Toshima*, *Third department of Internal Medicine, Kurume University School of Medicine

近年、刺激パルス幅を変換することにより、出力エネルギーを調節する、いわゆる programable pacemaker が多く用いられるようになったが、刺激パルス幅の設定に関する臨床的検討は少なく、永久 pacemaker のパルス幅はメーカーや機種により標準設定値が異なり、一定の見解を得ていない。

本研究では、永久 pacemaker 植込み症例を対象とし、閾値電圧と閾値電流を各刺激パルス幅において測定し、興味ある知見を得たので報告する。

I. 対 象

対象は、昭和54年2月から昭和55年4月まで、当科にて右心室心内膜単極電極 pacemaker 植込み術を施行した68例で、電極植込みの経過により、

acute 群と chronic 群に分類した。Acute 群は電極初回植込み例と新たに電極操作を加えた44例で、chronic 群は電極植込み後2ヶ月から107ヶ月、平均51.5ヶ月経過し電池交換術に至った24例である。各群の平均年齢は acute 群 63.3 ± 16.8 歳、chronic 群 71.6 ± 10.5 歳で、chronic 群が高齢である。Pacemaker 植込み術の適応となった原因疾患ないし基礎疾患、および術前の主たる不整脈所見は表1に示すとおりである。疾患としては原因不明の idiopathic のものが大多数であるが、cardiomyopathy など、また高齢者に対しても積極的に植込み術を行っており、不整脈所見では sick sinus syndrome の占める割合が増加している。

Keywords

Programable pacemaker
Stimulating threshold
Pulse width
Chronaxie time
Rheobase

(1982年5月29日 原稿受領)

*久留米大学医学部第3内科
(〒830 久留米市旭町67)

表1 対象

	Acute	Chronic
No. of Cases	44	24
Age	63.3±16.8	71.6±10.5
Etiology		
Idiopathic	35	22
IHD	3	1
Cardiomyopathy	6	0
Congenital	0	1
ECG findings		
A-V block	26	18
S.S.S.	18	6

説明本文中 IHD: Ischemic Heart Disease
S.S.S.: Sinus Syndrome

II. 方 法

手術は、すべて局所麻酔にて行い、レントゲン透視下にカテーテル電極を右心室心尖部に楔入した後、心内心電図によるR波高や刺激閾値が安定した時期（楔入後5～10分）に測定した。

使用した電極はすべて単極型で、電極尖端面積は、acute群8～14 mm²、chronic群11～28 mm²である。

閾値測定には、Medtronic社製 Pacing System Analyzer 5300（定電圧型 pacing で、電流値は初期90μsecの平均値表示）と Surgical cable 5807を用い、カテーテル電極をマイナス極とし、プラス極は接触抵抗を少なくするため、十分な面積を有する筋鉤を用いて皮下電極とした。

Pacing Rateは、特別な場合を除き、1分間70とし、刺激パルス幅は、0.1, 0.2, 0.3, 0.5, 1.0, 2.0 msecの6段階で検討した。

閾値電圧より高い電圧で pacing し、次第に電圧を下げ、pacing 不全になる直前で完全に pacing 可能な電圧を閾値電圧、その時表示される電流値を閾値電流とした。

また、電圧5.0 V、刺激パルス幅1.0 msecにおける電流値から電極間抵抗値を算出し、自発調律のある例ではR-波高も同時に測定した。

統計処理および曲線回帰には H/P 9825 A パーソナルコンピュータを用い、8種類の回帰曲線について検討し、有意水準0.05で最も相関係数の高いものを採用した。

STRENGTH-DURATION CURVE (VOLTAGE)

図1 閾値電圧と刺激パルス幅の関係

Acute群 (●印) : $Y = 0.33 + 0.12/X$
($r = 0.9984$)

Chronic群 (○印) : $Y = 1.10 + 0.34/X$
($r = 0.9996$)

III. 結 果

1. Strength-Duration Curve

1) 閾値電圧

各刺激パルス幅における閾値電圧の平均値による strength-duration curve は図1のごとくなり、その回帰曲線は、acute群、chronic群共に、正の直角双曲線を示し、相関係数は0.99以上であった。また、chronic群はacute群より高い値を示し、曲線は右上方に偏移した。

2) 閾値電流

閾値電流の平均値による strength-duration curve は、閾値電圧と同様に図2に示すごとくなり、その回帰曲線は両群共、正の直角双曲線を示し、その相関係数は0.99以上で、chronic群は右上方に偏移した。

2. 閾値エネルギー

閾値エネルギーは、各刺激パルス幅における電圧値と電流値より、 $Q = V \cdot I \cdot t$ (Q: エネルギー, V: 電圧値, I: 電流値, t: 刺激パルス幅)を用いて算出した。各群の平均値による閾値エネルギー

図2 閾値電圧と刺激パルス幅の関係

Acute 群 (▲印) : $Y = 0.56 + 0.21/X$
($r = 0.9993$)

Chronic 群 (△印) : $Y = 2.53 + 0.81/X$
($r = 0.9990$)

図3 閾値エネルギーと刺激パルス幅の関係

Acute 群 (■印) と Chronic 群 (□印) の最小値は Chronaxie time とほぼ一致した。

曲線は図3のごとくなり、chronic 群は acute 群より高い値を示すと共に、刺激パルス幅による変化も大きくなっている。また、閾値エネルギーが最小となる刺激パルス幅は、acute 群では約 0.4 msec, chronic 群では約 0.3 msec であった。

以上の strength-duration curve および閾値エネルギーを年齢、基礎疾患、心電図所見について検討したが、推計学的な有意差を認めなかった。

図4に経時的に測定し得た症例を示す。症例は76歳男性で、sick sinus syndrome による adams stokes syndrome のため、永久 pacemaker 植込み術を施行したが、術後 twidder 症候群¹⁾による胸筋刺激症状を呈したため、generator 回転術を2ヶ月目に、generator 交換術を8.5ヶ月目に施行した。閾値電圧、閾値電流、閾値エネルギーの各曲線は2ヶ月目には初回時より高値を示し、8.5ヶ月目には軽度低下していた。この経時変化は、諸家の報告と同様である^{2)~4)}。

3. Rheobase⁵⁾

Rheobase は、strength-duration curve の漸近

線の値で、心筋の最小被刺激閾値である。各群におけるその値の平均値は、閾値電圧では、acute 群 0.33 V (最高値 0.79 V), chronic 群 1.09 V (最高値 3.0V), 閾値電流では、acute 群 0.56 mA (最高値 1.65 mA), chronic 群 2.53 mA (最高値 4.9 mA) となり、いずれも chronic 群で高値を示した (表2)。

4. Chronaxie time⁵⁾

Chronaxie time は rheobase の 2 倍の強さの閾値を示す刺激パルス幅である。各群における平均値は、acute 群においては閾値電圧で 0.38 msec, 閾値電流で 0.4 msec となり、一方 chronic 群の閾値電圧では 0.32 msec, 閾値電流では 0.33 msec となった。各群において閾値電圧と閾値電流との間に有意差はないが、chronic 群は閾値電圧、閾値電流共に acute 群より低値を示した (表2)。

5. R 波電圧

自発調律を認め R 波電圧を測定し得た acute 群36例と chronic 群18例の R 波の平均値は acute

Y.G. 76 yrs. Male

図4 症例：説明本文中

表2 Acute, Chronic 群における各パラメーター値

	ACUTE	CHRONIC
R-wave Voltage(mV)	7.1±3.2(n=36)	9.7±5.2(n=18)
Rheobase		
Voltage(V)	0.33±0.15	1.09±0.50
Current(mA)	0.56±0.30	2.53±1.03
Chronaxy(msec)		
Voltage	0.38±0.15	0.32±0.09
Current	0.41±0.19	0.33±0.08
Impdeances (Ohms)	572±127	426±106

群 7.1 mV(最高 15.7 mV, 最低 3.0 mV), chronic 群 9.7 mV(最高 23.1 mV, 最低 3.6 mV)であり, chronic 群で高値を示した(表2)。なお digital 表示された R 波高圧は, 同時記録した心内心電図の最大 QRS 振幅と linear であった。

6. 電極間抵抗

抵抗値は $R = V/I$ (R: 抵抗値, V: 電圧値, I: 電流値) を用いて算出した。各群におけるその平均値は, acute 群 572 ohm, chronic 群 426 ohm となり, chronic 群が有意に低い値を示した。

IV. 考 案

永久 pacemaker 植込み患者の刺激閾値は電極植込み後上昇し, 刺激パルス幅により著しく変化

図5 Chronic群における電極経過月数と電極尖端面積の関係

$$Y = 8.01 + 0.22X \quad (r = 0.8995)$$

するため, generator 交換術時には, パルス幅を含めた閾値測定を行い適正パルス幅に設定することが重要である。

心臓ペースングにおける刺激閾値に関する研究はいくつかあるものの, その測定方法や条件が異なるため, 一様に比較するのは困難となっている^{6)~11)}。閾値上昇の要因としては, 電極尖表面のコラーゲン膜による相対的電極尖表面積の増加によるとする説¹²⁾¹³⁾があり, 閾値電流値は電極尖表面積に比例するという概念もほぼ確立している¹⁴⁾¹⁵⁾。近年用いられている電極は尖端表面積が8~12 mm²の small tip lead が主であり, 閾値を低く保つ点で有用と考えられる。本研究における acute 群の電極は平均 11.9 mm²の small tip lead で, chronic 群は平均 19.3 mm²の large tip lead であり, chronic 群の電極尖表面積と電極使用期間の関係は図5に示すごとく直線相関が認められた ($r = 0.8995$)。

Chronic 群は初回の値を各刺激パルス幅ごとに測定した例は少ないが, 刺激パルス幅 2.0 msec における閾値電圧は, いずれも 0.5V 前後であり, strength-duration curve は acute 群と同様の正の直角双曲線であったと推測された。また, chronic 群の刺激パルス幅 0.5 msec における刺激閾値と電極尖表面積および経過時期との関係は図6に

示すごとく, 面積の大きい例または経過の長い例で閾値は高い傾向が見られるが明らかな相関は示さなかった。Furman¹⁶⁾らの報告例にもみることく, 電極尖表面積と刺激閾値の間に一定の関係が認められなかった原因として電極尖表面と心内膜との接触面積や電極尖の形状などの条件が重なったためと考えられた。

刺激パルス幅の設定に関して, generator の電力消費を考慮すれば, 最小閾値エネルギーのパルス幅, すなわち chronaxie time において pacing することが最も有効であることは当然である。Acute 群の chronaxie time における閾値電圧は平均 0.67 V (最大 1.58 V), 閾値電流は平均 1.12 mA (最大 3.3 mA) であり, generator 植込み時の出力電圧または電流との間には十分の safety margin を有している。しかし, chronic 群の chronaxie time ではそれぞれ, 平均 2.20 V (最大 6.0 V), 平均 5.1 mA (最大 9.9 mA) となり, 現在臨床に用いられている generator の選択的交換時期における出力電圧 (3.2 V) や出力電流 (5.4 mA) との間にはほとんど safety margin がなくなる。また, chronaxie time はその直角双曲線の頂点より左方にあり, strength-duration curve で明らかにように刺激パルス幅のわずかな変化に対して, 刺激閾値の変化が大きく, 不安定な状態になり, pacing 不全を引き起こす可能性が大となる。

そこで, 刺激パルス幅による閾値変化が比較的少なく, 閾値上昇を生じた状態 (chronic 群) でも generator の出力との間に十分な safety margin を得られる点として, strength-duration curve (正の直角双曲線)の頂点における刺激パルス幅, すなわち図7の B となる点を刺激閾値との関係について検討した。

両群とも頂点の刺激パルス幅は chronaxie time より大きく, chronic 群では頂点の刺激パルス幅および頂点における閾値は閾値電圧において 0.57 ± 0.11 msec, 平均 1.6 V, 閾値電流で 0.88 ± 0.18 msec, 平均 3.3 mA となり, generator の選択的交換時期においても十分な safety margin が得られ, 刺激パルス幅に対する閾値変動は chronaxie time より少なく, 安定した点と考えられた。

V. 結 語

右心室心内膜単極電極 pacemaker 植込み症例

図6 刺激閾値と電極面積・経過の関係

(A-1) $Y = 1.46 + 0.02X$ ($r = 0.132$)

(A-2) $Y = 1.43 + 0.01X$ ($r = 0.270$)

(B-1) $Y = 1.80 + 0.12X$ ($r = 0.401$)

(B-2) $Y = 2.80 + 0.02X$ ($r = 0.428$)

(C-1) $Y = 1.20 + 0.14X$ ($r = 0.279$)

(C-2) $Y = -10.62 + 0.28X$ ($r = 0.354$)

68例を対象とし、刺激パルス幅を含めた閾値測定を行い、以下の結果を得た。

1) Strength-duration curve は、閾値電圧、閾値電流共に、正の直角双曲線を示し、chronic 群

は acute 群よりも右上方に偏移した。

2) Rheobase は、閾値電圧・閾値電流共に chronic 群が高値であった。

3) Chronaxie time は、acute 群・chronic 群

STRENGTH-DURATION CURVE

図7 Strength-Duration Curve

$\sqrt{b}$ は $Y = a + b/X$ における頂点のバ
ルス幅を示す。

共に電圧と電流に有意差がなく, chronic 群は acute 群より低値であった。

4) Chronic 群における strength-duration curve の頂点は, 閾値電圧曲線で 0.57 ± 0.11 msec, 閾値電流曲線で 0.88 ± 0.18 msec となり, programmable pacemaker の刺激パルス幅は

定電圧型では 0.7 msec 以上

定電流型では 1.1 msec 以上

に設定することが pacing 不全を防止する上に必要である。

【文 献】

- 1) Baylis CE, DS Beanlands, RJ Baird: The pacemaker twidder's syndrome. A new complication of implantable transvenous pacemakers. Canad med Ass J 99:371, 1968
- 2) Dekker E, Büller J, van Erven FA: Unipolar and bipolar stimulation thresholds of the

human myocardium with chronically implanted pacemaker electrodes. Am Heart J May: 671, 1966

- 3) Luceri RM, Furman S, Hurzler P, Escher DJW: Threshold Behavior of Electrodes in Longterm Ventricular Pacing. Am J Cardiol 40:184, 1977
- 4) Starke ID: Long-term follow up of cardiac pacing threshold using a noninvasive method of measurement. Brit Heart J 7777:530, 1978
- 5) Lapicque L: Définition expérimentale de l'excitabilité. Soc Biol 77:280, 1909
- 6) Davies JG, Sowton GE: Cardiac Pacemakers. Phys Med Biol. 9:3, 257-272, 1964
- 7) Angelakos ET, Torres JC: The Efficiency of Electrical Pulses for Cardiac Stimulation: Cardiologia 44:355-365, 1964
- 8) Davies JG, Edgar Sowton: Electrical Threshold of the Human Heart. Brit Heart J 28:231, 1966
- 9) Furman S, Hurzeler P, Mehra R: Cardiac pacing and pacemakers IV. Threshold of cardiac stimulation. Am Heart J 94:115, 1977
- 10) 鈴木敏克: 心臓ペースメーカーの電極間抵抗値および刺激電流閾値に関する研究. 日胸外会誌 第25巻, 第10号, 1977
- 11) 林研二, 横山正義, 和田寿郎: 心手術後患者におけるペーシング・パルス幅と刺激閾値との関係. 呼と循・27巻3号, 1979
- 12) Personet V, Zucker IR, Kannerstein, ML, Gilbert L, Alvares F: The fate of permanent intracardiac electrodes. J Surg Res 6:285, 1966
- 13) Amundson DC, McArthur W, Mosharafa M: The Porous Endocardial Electrode: PACE 2: Jan-Feb, 40, 1979
- 14) Furman S, Hurzeler P, Parker B: Clinical Thresholds of Endocardial Cardiac Stimulation: A Longterm Study. J Surg Res 19:140-155, 1975
- 15) Smyth NPD, Tarjan PP, Chernoff E, Baker N: The significance of electrode surface area and stimulating thresholds in permanent cardiac pacing. J Thoracic and Cardiovascular Surgery 71:559, 1976
- 16) Furman S, Parker B, Escher DJW, Solomon N: Endocardial Threshold of Cardiac Response as a Function of Electrode Surface Area. J Surg Res 8:161, 1968