

心臓ペーシングにおける刺激閾値の研究

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 坂東, 健 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/8210

心臓ペーシングにおける刺激閾値の研究

金沢大学医学部外科学第一講座（主任：岩 喬教授）

坂 東 健

(平成2年7月10日受付)

心臓ペースメーカーは、通常 5V の直流電圧を 1msec かける仕様となっているが、心筋刺激閾値がこれを上回ればペーシング不全となる。1973年4月より1981年3月までの8年間に金沢大学第一外科でペースメーカーを植え込んだ325例中、21例(6.5%)に、閾値上昇によるペーシング不全が生じた。これを防止する目的で心筋刺激閾値に影響を与える因子について実験的に検討を行なった。さらに臨床研究では刺激閾値の傾向を調べ、安全なペーシングについての必要注意事項を示した。完全房室ブロックを作製した雑種の成熟イヌに陰極・陽極、単極・双極、及び不関電極の面積・距離を変更して刺激閾値を測定した。陰極は陽極よりも、単極は双極よりも、不関電極は大きいほど近いほど心筋刺激閾値は低かった。臨床例では種々のパルス幅及び定電圧・定電流による刺激を行なった。電圧閾値ではパルス幅 0.5msec 以下、エネルギー閾値ではパルス幅 0.75msec 以下、インピーダンスでは 1000Ω 以下において定電圧刺激が定電流刺激よりも有利であった。臨床研究に先立ち刺激閾値の判定基準を客観的にするため論理回路を使用した心筋刺激閾値自動測定器を自作した。これ以前に得たデーターを利用するために、従来使用していた種々の測定器で同じものを測定する事により、すべてのデーターを定電圧刺激パルス幅 1msec に相当する電圧刺激閾値に変換する式を作成した。以上の操作により次のことが明らかになった。心室心内膜刺激閾値は、植え込み時 $0.75 \pm 0.31V$ に対し、遠隔期では $1.60 \pm 0.38V$ と、2倍に上昇した。心内膜電極でペーシング不全を起こした症例の植え込み時閾値は $1.66 \pm 0.30V$ であり、植え込み時閾値が $1.0V$ 以下であれば、99%以上の確立でペーシング不全を起こさない。心筋電極刺激閾値は $1.57 \pm 0.72V$ で、対応する心内膜電極刺激閾値 $2.21 \pm 0.70V$ より低かった。しかし、心筋病変のある患者では、刺激部位によって閾値に差があり電極設置には慎重を要した。このことは逆に、心筋電極は心内膜電極より広範囲から刺激部位を選択できるので有利であった。心房 J 型電極刺激閾値は、 $0.77 \pm 0.28V$ であり、心室心内膜刺激閾値と同等であった。この遠隔期閾値は心室閾値よりも低かった。ペースメーカー電極による心筋刺激閾値は植え込み直後より大きく上昇するため植え込み時閾値の6倍、その後一定値に落ち着くが日内変動があるため慢性期閾値の2倍の出力電圧に設定することが重要である。

Key words 心筋刺激閾値、定電圧刺激、不関電極、心筋刺激閾値自動測定器、ペースメーカー

心臓ペーシングによる徐脈の治療は、1960年に植え込み型が完成されて以来急速に普及し、現在では確立された治療法となっている。しかし、全例に良好なペーシングが常に可能であるわけではない。その原因は回路故障、電池消耗、断線などの機械不良によるもの、電極転移、感染など植え込み手技によるもの、さらに診断や対策にもっとも困難なものは植え込まれた患者の生体自身に問題があると考えられる心筋刺激閾

値の上昇によるものである。

刺激閾値上昇によるペーシング不全の診断は特に困難であり、他の全ての原因の否定診断により初めてこれを疑うことができる。かつ、確定診断は、この他の診断が体外より非観血的に行ないうるのに対し、手術により使用電極を介して、刺激閾値を直接測定することによりのみ可能である。このようにして診断された刺激閾値上昇によるペーシング不全の対策は、刺激部

位を変えることと、刺激パルスの出力を大きくすることである。しかし、電極を心臓のどこに置けば長期的に安定なのが問題となる。一方パルス出力の増大は、電池エネルギーの浪費、横隔膜刺激、心筋変性の原因となる。逆に刺激閾値とパルス出力の接近はペーシング不全の危険を増す。

この研究の目的は、最も被刺激性の高い心筋部位の探索、低いエネルギーで有効刺激を得るパルス波形の決定、出力を能率よく伝導する電極形式の選択である。加えて、パルス出力と刺激閾値の安全間隔に関しても検討を行なった。最近の電子工学の進歩により、回路による電池消耗は非常に減少し、電池寿命はパルスエネルギーに強く影響される。昨今、心筋刺激閾値の研究はペーシング不全の対策のみならず、電池の省約利用にも有意義と考えられる。

対象および方法

I. 臨床ペーシング不全例

1973年4月より1981年3月までの8年間に、金沢大学第一外科教室及びその関連病院でペースメーカー植え込みを行なった徐脈性不整脈の患者325例に35例(42

回のペーシング不全が発生し、その原因を検討した。

心電図によるペーシング不全の状態、胸部レントゲン写真によるリードの状態、ペーサーグラムによる発振器の状態を観察しペーシング不全の種類を予測した。確定診断は、使用されているリードで刺激閾値を直接測定して行なった。閾値測定は、断線等によるペーシング不全と鑑別するために電圧だけでなく電流も記録した。2現象シンクロスコープ SS-4100(岩通、東京)を使用し、電流と電圧を同時に記録撮影した。電流は回路に 10Ω の抵抗²を挿入し、その電圧降下により算定した。電流及び電圧はパルス幅全域の平均値を求めた。インピーダンスは、この平均電圧を平均電流で除したものとした。(図1)

II. 測定方法に関する実験的研究

1. 陰極刺激と陽極刺激

完全房室ブロックを作成した雑種の成熟イヌ(以後、実験イヌと略す)7頭について極性による刺激閾値の差異を求めた。完全房室ブロックを作成した目的は自己心拍を遅くして、ペーシング状態、非ペーシング状態を判り易くするためである。方法は、大動脈と肺動脈の間隙を上方より心室中隔へ向けてフェノール

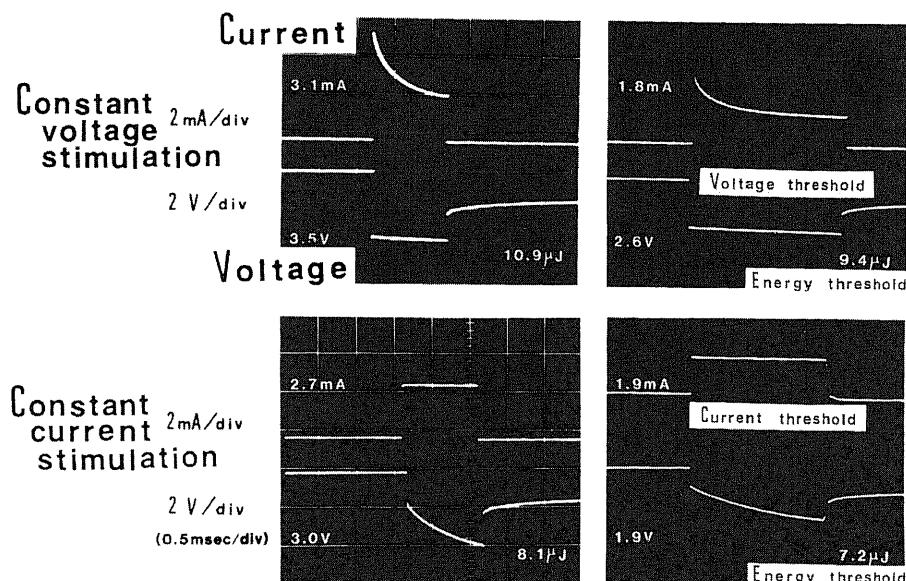


Fig. 1. Alternate tracings of current and voltage. Stimulation thresholds were measured by a two channel oscilloscope. The upper part of the figure represents the current threshold and the lower part represents the voltage. Current thresholds were measured by means of a series resistor (10Ω). The impedance was calculated by the dividend mean voltage and the divisor mean current. The top panel shows the constant voltage stimulation threshold; bottom, constantcurrent; left, 1msec; right, 2msec stimulation.

水を His 束に注入したものが半数、上大静脈及び下大静脈を一時駆血し右房切開により房室結節を焼灼したものが半数であった。

単極電極では、陰極刺激及び陽極刺激を行なった。双極電極では、極性を転換して比較した。

2. 単極刺激と双極刺激

実験イヌにおいて、6F 双極カテーテル電極 (USCI 社, Billerica, U.S.A.) と、自作ステンレス製 10cm² 片面絶縁の不関電極を使用し、双極刺激と遠位電極単極刺激を比較した。

3. 不関電極面積

臨床例 6 例において、通常行なわれているクリップで皮膚を挟む方法と、実際のペーシング状態に近い 10cm² のディスクを不関電極として使用する方法について、電圧刺激閾値及び電流刺激閾値を比較検討した。

さらに、実験イヌにおいて、厚さ 2mm のステンレス板を使用し、100cm² から 0.1cm² までの不関電極を作成し、胸壁に置き、10mm² の心内膜電極との間のインピーダンスを測定し、不関電極面積の刺激閾値に対する影響を調べた。

4. 不関電極と刺激電極の距離

臨床例において、発振器を右下腹部から左胸部に移動した際、不関電極の位置を胸壁と腹壁に置いて、インピーダンスの差を検討した。

5. 定電圧刺激と定電流刺激

臨床例植え込み時 8 例について、Pacer System Analyzer (Cordis 社, Miami, U.S.A.) を使用し、定電圧による刺激閾値と定電流による刺激閾値のエネルギー消費量を検討した。

6. パルス幅と閾値エネルギー

臨床例初回植え込み時 48 例について、定電圧刺激を行ない、刺激パルスの幅を 0.1msec より 0.25, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0msec と変化させ、刺激閾値を求めた。同時にその時必要な閾値エネルギーを算出した。

7. 判定基準

論理回路を可変できる心筋刺激閾値自動測定器を作成し、閾値測定に最も能率の良い出力の増減方法、判定方法を検討した。

III. 臨床研究における測定

1. 測定値の互換法

教室では、1975年からオッショロスコープによる電流電圧同時記録²⁾を行ない、刺激閾値を詳細に測定してきたが、1978年以後は著者らが開発した心筋刺激閾値自動測定器³⁾を使用した。1978年以前の臨床データーは、Medtronic 5800 A, Devices E 4160, Siemens-

Elema 365 B, Cordis 209 A, Siemens-Elema 668 などで測定されたものであり、これ等のデーターを統計に加えるために次の操作を行なった。即ち 2 機種以上で同時に測定した例を用い、すべてのデーターを、1msec 幅の定電圧刺激に相当する値に変換した。

2. 遠隔期の刺激閾値

心室心内膜電極単極刺激の遠隔期閾値を 13 例で測定した。定電圧刺激により、0.1msec, 0.25msec, 0.5msec, 1.0msec, 1.5msec, 2.0msec の各パルス幅で刺激閾値を測定し、同時にその時の電流を求めた。これにより、閾値時出力におけるパルスエネルギー及び電極間抵抗を算出した。

さらに遠隔期閾値上昇の原因と考えられるカテーテル電極先端周辺の組織変化を調べた。

3. 植え込み後経過年数との相関

心室心内膜電極使用例が電池消耗などの理由で発振器を交換する時に測定した 14 例について検討した。

1 例では植え込み直後からの閾値を連続で観察し得た。

4. 植え込み時閾値との相関

良好なペーシングを得ている群で、7 例に植え込み時閾値と遠隔期閾値の対比を行なった。

5. ペーシング不全例の植え込み時閾値

閾値上昇によるペーシング不全を起こした心室心内膜電極 6 例について、植え込み時刺激閾値との関連を調べた。

6. 心筋電極植え込み時閾値

心筋ねじ込み電極使用 14 例について検討した。

7. 心筋電極遠隔期閾値

心筋電極遠隔期閾値を実測し得た 4 例について植え込み時閾値との相関を調べた。測定値が高すぎて実測値が得られなかった他の 4 例の植え込み時閾値も調べた。

8. 心筋電極の有用性

刺激閾値をマッピングした臨床例 6 例と冠動脈を結紮し、心筋梗塞を作成した実験イヌ 1 頭とについて、検討を加えた。

9. 心房電極刺激閾値

心房ペーシングを試みた 25 例について、手段の違いによる刺激閾値の差を検討した。

10. 心房電極遠隔期閾値

植え込み後マグネット操作によって出力を漸減できるペースメーカーを使用し、心房の遠隔期刺激閾値を 8 例で測定した。

IV. 統計処理法

1. 標本観測値は、平均士標準偏差 (mean士SD) で

表した。

2. 母平均の差は、5%水準をもって有意とした。
3. 回帰は、最小2乗法による直線回帰で示した。
4. 2変数の相関は、相関係数(r)で表した。
5. ペーシング不全が生じる確立は、植え込み時閾値が正規分布であると仮定して累積確立を用いた。

成 績

I. ペーシング不全発生率

ペーシング不全は、325例中35例(11%)に42回生じた。原因別には、電極の浮動転移7例(2.1%)、電極断線6例(1.8%)、回路故障2例(0.6%)、閾値上昇が最も多く21例(6.5%)であり(表1)、この他に、皮膚穿破

創感染^a8例があつた。

II. 測定方法に関する実験的研究

1. 陰極刺激と陽極刺激

陽極刺激閾値(P)は、陰極刺激閾値(N)より高く、陽極刺激閾値電圧 $P_v = 1.59V$ 、陰極刺激閾値電圧 $N_v = 1.15V$ で、有意差を認めた($n=7, p < 0.01$)。 P_v と N_v の回帰は、 $P_v = 1.02N_v + 0.42$ であらわされ、有意に相関を認めた($r = 0.948, p < 0.01$)。

電流についても同様に、陽極刺激閾値電流 $P_i = 3.54mA$ が、陰極刺激閾値電流 $N_i = 2.37mA$ より有意に高値を示した($n=7, p < 0.01$)。 P_i と N_i の回帰は、 $P_i = 1.21N_i + 0.66$ であらわされ、有意に相関を認めた($r = 0.940, p < 0.01$)。(図2)

2. 単極刺激と双極刺激

双極刺激閾値(B)は、単極刺激閾値(U)より高く、双極刺激閾値電圧 $B_v = 2.93V$ 、単極刺激閾値電圧 $U_v = 1.78V$ で、有意差を認めた($n=8, p < 0.01$)。 B_v と U_v の回帰は、 $B_v = 1.59U_v + 0.10$ であらわされ、有意に相関を認めた($r = 0.948, p < 0.001$)。

しかし、電流については、双極刺激閾値電流 $B_i = 4.58mA$ と、単極刺激閾値電流 $U_i = 4.15mA$ との間に有意差は見られなかった($n=8, t_0 = -1.588$)。 B_i と

Table 1. Incidence of pacing failure in 325 cases

	No.	%
Lead transposition	7	2.1
Lead fracture	6	1.8
Circuit trouble	2	0.6
Threshold elevation	21	6.5

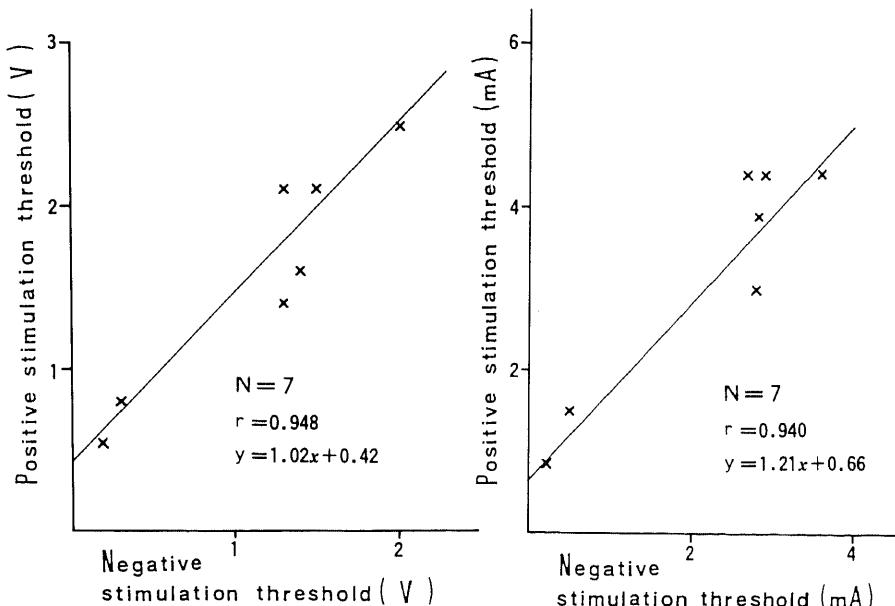


Fig. 2. Cathodal and anodal threshold comparison. Anodal stimulation thresholds were measured simultaneously with cathodal measurement in 7 cases. The cathodal threshold was lower ($p < 0.01$) than the anodal threshold. The left panel shows the voltage threshold, and the right panel shows the current threshold.

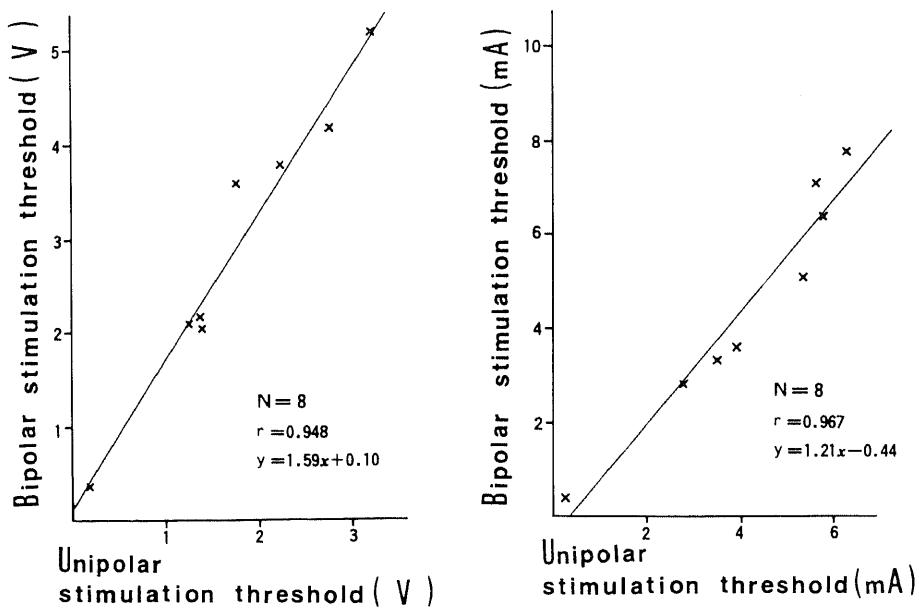


Fig. 3. Unipolar and bipolar threshold comparison. Unipolar stimulation thresholds were measured by the distal electrode of bipolar. The unipolar threshold was lower ($p < 0.01$) than the bipolar threshold in voltage threshold. The left panel shows the voltage threshold; right, current threshold.

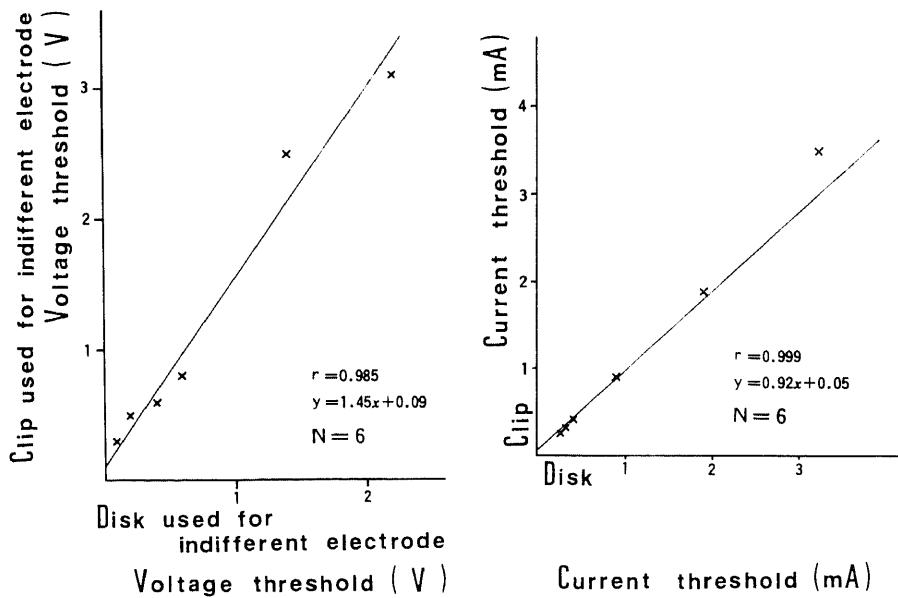


Fig. 4. Threshold comparison between disk and clip used for indifferent electrode. Thresholds were measured by two kinds of anode; one was a clip on the skin incision and the other was a 10cm^2 disk in the pocket. When the clip was used as the indifferent electrode, the threshold was higher ($p < 0.05$) than the threshold of the disk in voltage threshold. The left panel shows voltage threshold; right, current threshold.

U_1 の回帰は、 $B_1=1.21U_1-0.44$ であらわされ、有意に相関を認めた ($r=0.967$, $p<0.001$).

双極電極インピーダンス R_B は、単極電極インピーダンス R_u より高く、 $R_B=684\pm123\Omega$, $R_u=462\pm118\Omega$ で、有意差を認めた ($n=8$, $p<0.001$)。 R_B と R_u の回帰は、 $R_B=0.83R_u+301$ であらわされるが、相関関係は低かった ($r=0.797$, $p<0.05$)。(図3)

3. 不関電極面積

クリップを使用して観測した電圧刺激閾値 $C_v=1.30V$ は、 $10cm^2$ のディスクを使用した時の電圧刺激閾値 $D_v=0.83V$ より高く、有意差を認めた ($n=6$, $p<0.05$)。 C_v と D_v の回帰は、 $C_v=1.45D_v+0.91$ であらわされ、有意に相関を認めた ($r=0.985$, $p<0.01$)。

同様のことを電流について検討すると、クリップ測定電流閾値 $C_i=1.17mA$ 、ディスク測定電流閾値 $D_i=1.22mA$ で、有意差を認めなかった ($n=6$, $t_o=1$)。 C_i と D_i の回帰は、 $C_i=0.92D_i+0.53$ であらわされ、有意に相関を認めた ($r=0.999$, $p<0.001$)。(図4)

インピーダンスは、定電圧刺激においてディスクを

不関電極に使用した時 $R_{D,CVS}=648\pm105\Omega$ であったのに対し、クリップを使用した時 $R_{C,CVS}=1006\pm152\Omega$ と有意に上昇を認めた ($n=6$, $p<0.001$)。 $R_{C,CVS}=1.26R_{D,CVS}+192$ の回帰、 $r=0.866$ の相関 ($p<0.05$) を示した。

定電流刺激におけるインピーダンスは、ディスクを使用した場合 $R_{D,CCS}=902\pm327\Omega$ 、クリップを使用した場合 $R_{C,CCS}=1231\pm404\Omega$ で、有意差を認めた ($n=6$, $p<0.01$)。 $R_{C,CCS}=1.20R_{D,CCS}+153$ の回帰、 $r=0.968$ の相関 ($p<0.01$) を示した。(図5左)

不関電極面積を $12mm^2$ から $10000mm^2$ まで変化させた実験では、刺激電極面積 S に等しい不関電極を用いた時のインピーダンスを R とすれば、不関電極面積 xmm^2 時のインピーダンス y は次の式で表わされた。

$$y = \frac{R}{2} \left(1 + \frac{1}{\sqrt{\frac{x}{s}}} \right)$$

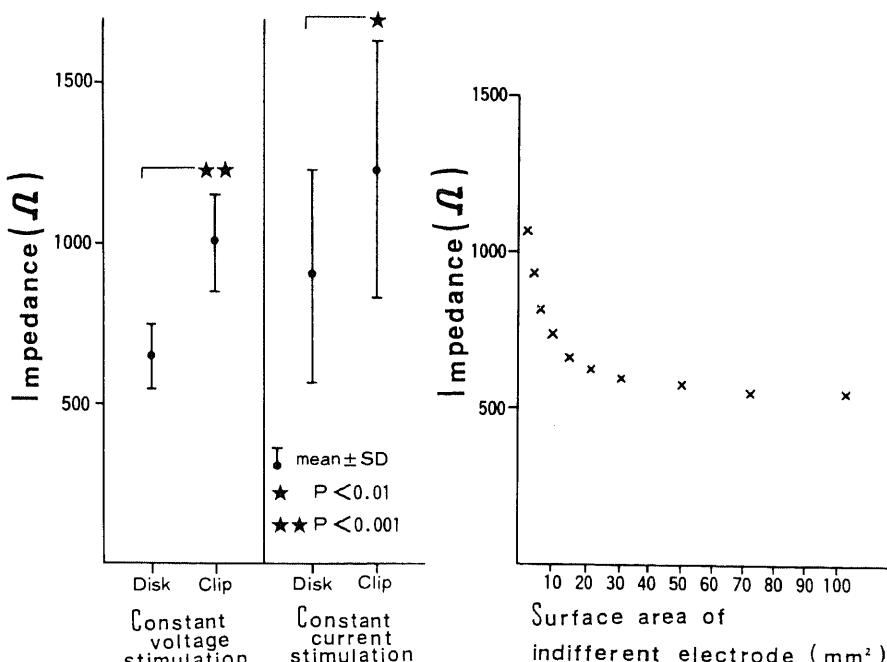


Fig.5. Impedance when the disk vs. the clip was used. (left panel) The clip had significantly high (★★: $p<0.01$) impedance in constant voltage stimulation. (left column) The clip had higher (★: $p<0.01$) impedance than the disk in constant current stimulation. (right column) Impedance under the different surface area of the anode. (right panel) The surface area of the indifferent electrode could reduce impedance to half the value of impedance when indifferent electrode was the same area as stimulating electrode.

$R=1000\Omega$, $S=10\text{mm}^2$ とすれば,

$$y = 500 \left(1 + \frac{1}{\sqrt{\frac{x}{10}}} \right)$$

$= 500 + 1580/\sqrt{x}$ の式で表わされる (図 5 右).

4. 不関電極と刺激電極の距離

心筋ネジ込み電極に 5V の定電圧を 1.0msec 加えた時の平均電流は、不関電極を胸壁に置いた時 6.07mA であり、不関電極を腹壁に置いた時 2.35mA であった。即ち近距離不関電極では 824Ω 、遠距離不関電極では 2128Ω であった。他に数例試みたが、遠距離でインピーダンスが高いという以外は言い得なかった。

5. 定電圧刺激と定電流刺激

定電圧刺激 (Constant Voltage Stimulation: 以後 CVS と略す) と、定電流刺激 (Constant Current Stimulation: 以後 CCS と略す) において刺激閾値必要電圧 V を比較した。定電圧刺激閾値電圧 V_{cvs} は、パルス幅 0.5msec 以下で V_{ccs} より低く有利であった。定電流刺激閾値必要電圧 V_{ccs} は、パルス幅 0.5msec 以上で V_{cvs} より低く有利であった。しかし統計

学的な有意差は無く、わずかにパルス幅 1.5msec において V_{ccs} が V_{cvs} より低いことのみ危険率 5% の有意差で認められた。

刺激閾値必要電流 I についても同様の検討を行なった。定電流刺激閾値電流 I_{ccs} は、 I_{cvs} に比べパルス幅 1.5msec 及び 2.0msec においては危険率 1% の有意差で低かった。定電圧刺激消費電流 I_{cvs} は、パルス幅 0.25msec 以下で I_{ccs} より少なく有利であった。しかし統計学的な有意差は認めなかつた。(図 6)

消費エネルギー E についても同様の検討を行なった。1000Ω以上の高抵抗群では、定電流刺激閾値消費エネルギー E_{ccs} が、 E_{cvs} より低かった。

1000Ω以下の正常抵抗群では、定電圧刺激閾値消費エネルギー E_{cvs} が、パルス幅 0.5msec 以下で E_{ccs} より低く有利であった。パルス幅 1.0msec 以上では、 E_{ccs} が E_{cvs} より低く有利であった。(図 7)

6. パルス幅と電圧閾値及びエネルギー閾値

初回植え込み時の電圧刺激閾値 (V) は、パルス幅 0.1msec では $V_{0.1}=2.44 \pm 0.99\text{V}$ 、パルス幅 0.25msec では $V_{0.25}=1.36 \pm 0.61\text{V}$ 、パルス幅 0.5msec では $V_{0.5}=0.89 \pm 0.33\text{V}$ 、

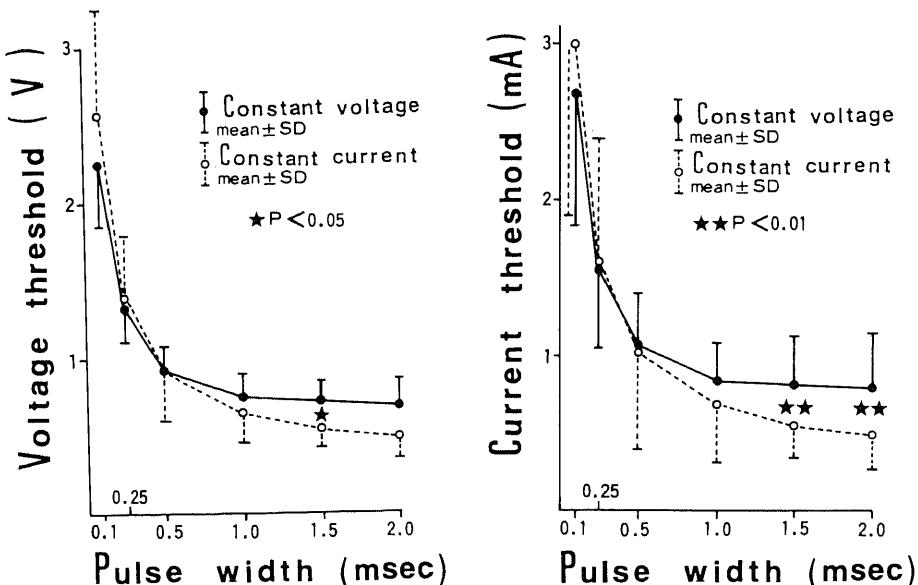


Fig. 6. Beneficial regulation for output in various pulse widths. Constant voltage stimulation and constant current stimulation were compared. Left panel shows the voltage threshold. The constant current stimulation threshold was lower ($\star: p < 0.05$) than the constant voltage stimulation at 1.5msec pulse width. The right panel shows the current threshold. The constant current stimulation threshold was significantly lower ($\star\star: p < 0.01$) than the constant voltage stimulation at 1.5msec and 2.0msec pulse width.

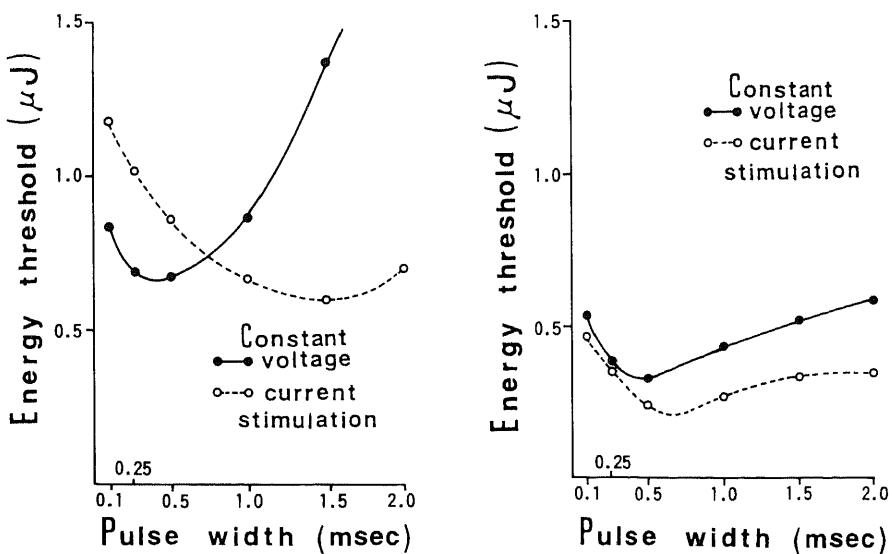


Fig. 7. Beneficial output at various impedances. Two regulation methods were compared under the various impedances. The left panel shows under 1000ohm (normal impedance). The right panel shows over 1000ohm (high impedance).

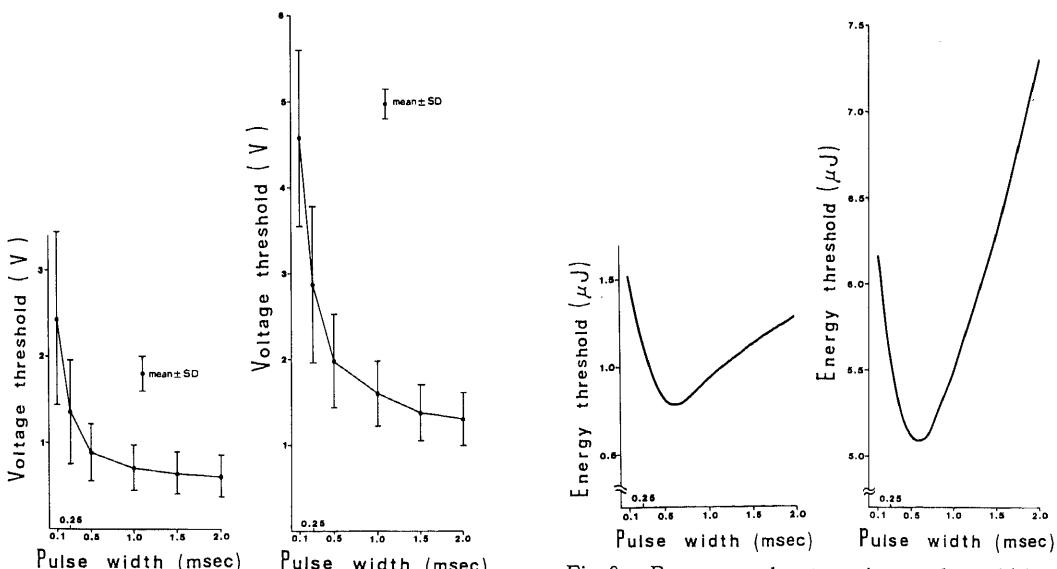


Fig. 8. Strength-duration curves of endocardial lead. The left panel shows the initial threshold at implantation ($N=48$). The right panel shows the chronic threshold at exchange ($N=13$).

Fig. 9. Energy needs at various pulse widths. The energy threshold of endocardial leads was calculated. The left panel shows the energy threshold at implantation ($N=48$). The right panel shows the chronic study ($N=13$).

パルス幅1.0msec では $V_{10}=0.71\pm 0.26V$,
パルス幅1.5msec では $V_{15}=0.65\pm 0.24V$,
パルス幅2.0msec では $V_{20}=0.61\pm 0.24V$ であった。
(図8左)

エネルギー閾値 (E) は

パルス幅0.1msec では $E_{01}=1.53\pm 1.58\mu J$,
パルス幅0.25msec では $E_{025}=1.16\pm 1.86\mu J$,
パルス幅0.5msec では $E_{05}=0.83\pm 1.05\mu J$,
パルス幅1.0msec では $E_{10}=0.93\pm 1.15\mu J$,
パルス幅1.5msec では $E_{15}=1.12\pm 1.38\mu J$,
パルス幅2.0msec では $E_{20}=1.29\pm 1.66\mu J$ でパルス
幅0.5msec に於いて最も低かった。 (図9左)

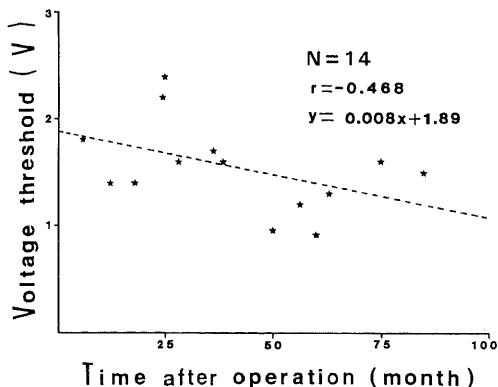


Fig.11. Distant threshold of endocardial lead. The stimulation threshold was measured during long-term pacemaker therapy. The initial values were not recorded in these 14 patients. The ordinate is the voltage threshold at exchange. The abscissa is the duration after initial implantation.

7. 判定基準

出力をペーシング状態から漸減して得た閾値は、非ペーシング状態から漸増して得た閾値より低かった。

自作の論理回路を使用し、判定方法の組合せを多種試みた。漸減法においては2連続刺激有効で漸減、2連続無効で判定、としたものが、測定値の再現性が良く、所要時間も短かった。漸増法では1刺激無効で漸増、5連続刺激有効で判定、としたものが優れていた。

III. 臨床研究における刺激閾値

1. 測定値の互換法

種々の測定器で測定したデーターを、同一基準で比較するために補正を試みた。測定値 x を 1.0msec 定電圧刺激閾値 y ボルトに換算した。

Medtronic 5800A 体外式ペースメーカーで

x_1 ミリアンペア (1.8msec) では

$$y = 0.98x_1 + 0.24 \quad (r=0.898)$$

Devices E4160 体外式ペースメーカーで

x_2 ボルト (1.8msec) では

$$y = 0.99x_2 + 0.09 \quad (r=0.942)$$

Siemens-Elema 365B 閾値測定器で

x_3 ボルト (1.0msec) では

$$y = 1.06x_3 + 0.11 \quad (r=0.996)$$

Cordis 209A ペーサーシステムアナライザーで

x_4 ボルト (0.6msec) では

$$y = 0.75x_4 + 0.66 \quad (r=0.926)$$

Siemens-Elema 668 バリオペースメーカーで

x_5 ボルト (0.75msec) では

$$y = 1.01x_5 + 0.88 \quad (r=0.994)$$

に補正した。

以後使用するデーターは、すべてペースメーカー植え込み位置に $10cm^2$ ・片面絶縁の不関電極を用い、陰

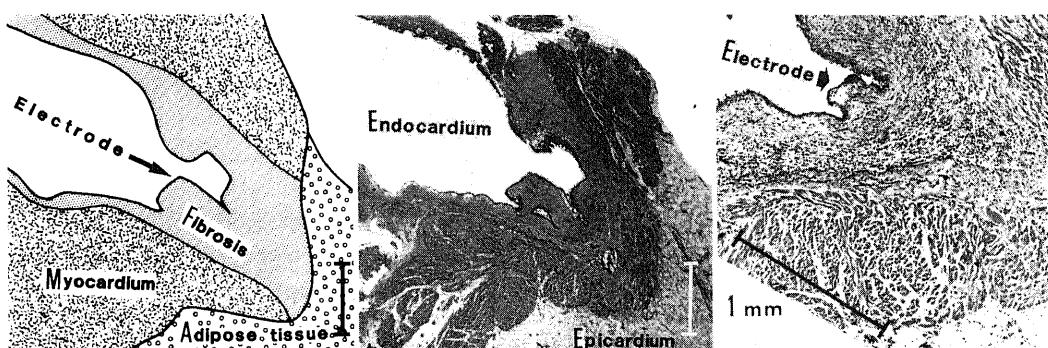


Fig.10. Fibrosis of myocardium due to compression by endocardial lead. The myocardial tissue was obtained from a patient who died of another disease. Fibrosis extended to the apex of the right ventricle.

性単極より、パルス幅1.0msecの定電圧刺激を与え⁵測定した閾値及びそれに換算補正したものである。

2. 遠隔期の刺激閾値

心内膜電極単極刺激の遠隔期閾値を13例で測定した。遠隔期電圧刺激閾値(V_D)はパルス幅0.1msecでは、 $V_{D-0.1}=4.58\pm1.03$ ボルト、パルス幅0.25msecでは、 $V_{D-0.25}=2.87\pm0.91$ ボルト、パルス幅0.5msecでは、 $V_{D-0.5}=1.98\pm1.55$ ボルト、パルス幅1.0msecでは、 $V_{D-1.0}=1.60\pm0.38$ ボルト、パルス幅1.5msecでは、 $V_{D-1.5}=1.38\pm0.34$ ボルト、パルス幅2.0msecでは、 $V_{D-2.0}=1.31\pm0.30$ ボルト、であった。(図8右)

遠隔期エネルギー閾値(E_D)は

パルス幅0.1msecでは $E_{D-0.1}=6.17\pm3.84\mu J$ 、パルス幅0.25msecでは $E_{D-0.25}=5.59\pm3.17\mu J$ 、パルス幅0.5msecでは $E_{D-0.5}=5.12\pm2.79\mu J$ 、パルス幅1.0msecでは $E_{D-1.0}=5.48\pm2.65\mu J$ 、パルス幅1.5msecでは $E_{D-1.5}=6.29\pm3.50\mu J$ 、

パルス幅2.0msecでは $E_{D-2.0}=7.31\pm4.30\mu J$ 、で0.5msecパルス幅で最も低かった。(図9右)

遠隔期刺激閾値時抵抗(R_D)は、 $R_D=514\pm96\Omega$ であった。

この値を、心内膜単極刺激の植え込み時測定値(V_c)を対照として比較した。1.0msec幅における電圧刺激閾値は、対照群では $V_c=0.75\pm0.31$ ボルト(n=13)であるのに対し、遠隔期では $V_D=1.60\pm0.38$ ボルト(n=13)であり、危険率0.1%の有意差で上昇を認めた。

同様に、エネルギー閾値では、対照群が $E_c=0.79\pm0.88\mu J$ 、であるのに対し、遠隔期では $E_D=5.48\pm2.65\mu J$ であり、危険率0.1%の有意差で上昇を認めた。

刺激閾値における抵抗は、植え込み時対照群では $R_c=797\pm274\Omega$ であったものが、遠隔期では $R_D=514\pm96\Omega$ であった。危険率0.1%で有意に低下していた。

Threshold measurements using the Vario pacemaker after implantation

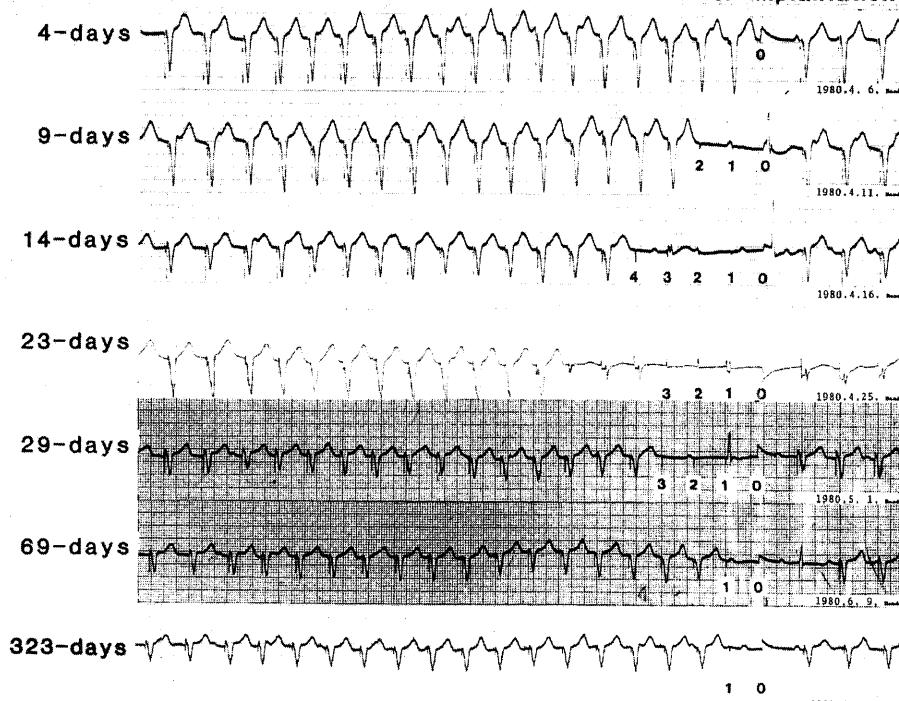


Fig.12. Natural course of endocardial threshold. The acute threshold could be measured in one case by Vario pacemaker (Siemens-Elema, Solna, Sweden). The Vario pacemaker has the function of decreasing output gradually from 5V down to zero by 15 steps of 0.33V. The endocardial threshold rose to above five times that of the initial threshold within a month, and then fell to twice the implantation value.

これについて、他病で死亡したペースメーカー患者の心筋標本を検討した。心筋の線維化変性が、電極を中心に同心円状に広がっているのではなく、カテーテルの先端方向へ延びているのが見られた。(図10)

3. 植え込み後経過年数との相関

心内膜電極の長期使用14例で閾値を測定した。経過期間は8ヶ月から85ヶ月で平均41.3ヶ月である。閾値は、 1.55 ± 0.40 ボルトであった。

遠隔期刺激閾値をy、経過期間月数をxとすれば、 $y = 0.08x + 1.89$ の非常に弱い相関を示した。 $(r = -0.468)$ (図11)

一方、心内膜電極の刺激閾値を、バリオペースメーカー[®]を使用して経時に観察し得た例では、刺激閾値は急速に上昇し、2週間でピークに達し、その値は、植え込み時の約5倍を示した。以後、徐々に下降し、2ヶ月後に安定となり、植え込み時の2倍に落ち着いた。(図12)この値は、先に述べた植え込み時閾値

平均と、遠隔期閾値平均との比とも等しく、諸家の報告^{7,8)}とも一致する。

4. 植え込み時閾値との相関

植え込み時と遠隔期の閾値を対比できたのは7症例であった。植え込み時閾値は 0.84 ± 0.15 V、遠隔期閾値は 1.61 ± 0.41 Vである。植え込み時閾値をx、遠隔期閾値をy、とすれば、回帰 $y = 1.47x + 0.39$ 、相関係数 $r = 0.542$ の弱い相関を示した。

5. ペーシング不全を生じた症例の植え込み時閾値

心内膜電極を使用し、閾値上昇によるペーシング不全を起こした症例の植え込み時閾値は、1.2~2.2Vであり、平均 1.66 ± 0.30 Vであった。(N=6; 明らかな心筋梗塞例は除外)

これは、対照 0.71 ± 0.26 V(N=48)に比べ明らかに高値を示した。 $(p < 0.001)$

6. 心筋電極植え込み時閾値

心筋電極刺激閾値は、植え込み時において、最小0.3V、最大5.9V、平均 2.18 ± 1.77 Vであった。(N=14)

心内膜閾値と同時に測定し得た例は10例であり、このうち4V以上の異常高閾値を示したもの3例を除外した7例について検討を加えた。心内膜刺激閾値xは

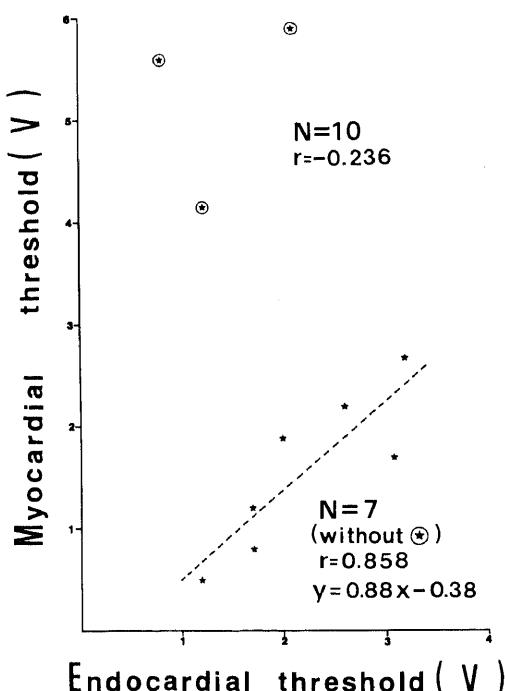


Fig.13. Myocardial vs. endocardial threshold. The myocardial threshold was compared with the endocardial threshold when two threshold were measured simultaneously. Except 3 cases with a very high myocardial threshold (◎), a close relationship ($r = 0.86$) was observed between the myocardial and endocardial threshold in 7 cases.

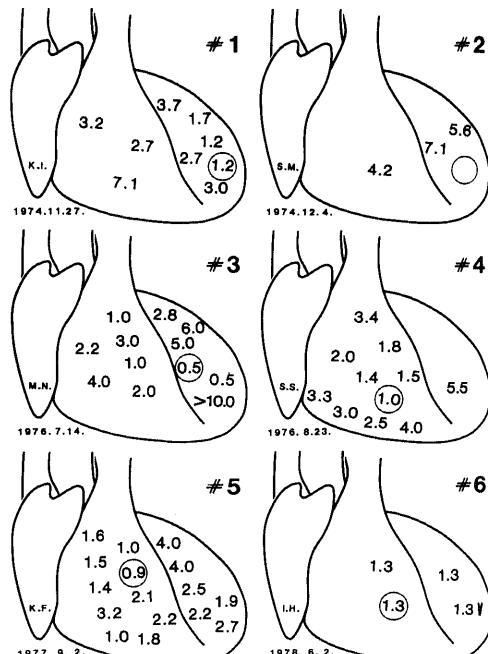


Fig.14. Various myocardial threshold. #1~#5 show injured heart. #6 was normal heart.

平均 2.21 ± 0.70 V, 心筋電極刺激閾値yは平均 1.57 ± 0.72 Vであり, 心筋刺激閾値は, 心内膜刺激閾値より低値($p < 0.01$)を示した。回帰は $y = 0.88x - 0.38$ で表わされ, $r = 0.86$ の相関を示した。(図13)

7. 心筋電極遠隔期閾値

心筋電極遠隔期閾値を実測できたものは, わずか4例で植え込み時閾値xに対し遠隔期閾値y $= 0.68x + 1.42$ で, $r = 0.73$ の弱い相関を示した。

遠隔期ペーシング不全を示したものは, 4例であり, 植え込み時閾値は最小 2.2 V, 最大 5.9 V, 平均 4.47 ± 1.47 Vであった。

8. 心筋電極の有用性

心筋病変のある臨床例5例では, 刺激部位により閾値が大きく異なった。同様のことが心筋梗塞作成イヌでも証明された。(図14・15)。逆に正常心筋では, 閾値はどの部位においても等しかった。(図14の#6)

9. 心房電極刺激閾値

心房電極を使用した31症例を3群に分類した。I群: 心房外膜縫着3例, II群: 冠静脈洞5例, III群: J型心房電極17例である。I群は 1.53 ± 0.29 V, II群は 1.82 ± 0.53 V, III群は 0.77 ± 0.28 Vであった。

心房用J型カテーテル電極をさらに4つに分類した。III_a群: J型アゴ付き電極4例, III_b群: J型アゴ無し電極4例, III_c群: J型ウレタン電極I社4例, III_d群: J型ウレタン電極M社5例である。III_a群は 1.20 ± 0.14 V, III_b群は 0.70 ± 0.12 V, III_c群は 0.73 ± 0.08 V, III_d群は 0.52 ± 0.13 Vであった。

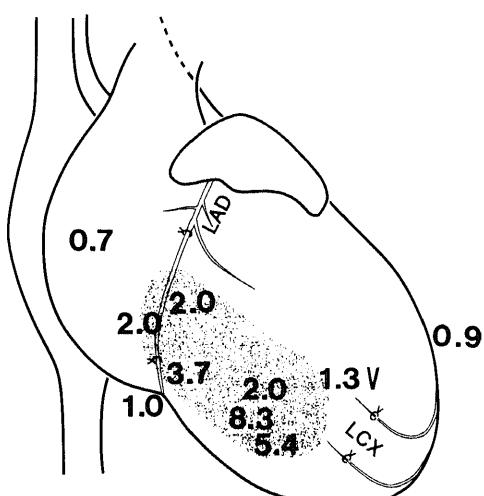


Fig.15. Myocardial threshold of canine with induced infarction. Infarction was produced by ligation of coronary arteries.

心房縫着電極平均 1.5 Vを基準として検討を加えた。冠静脈洞電極は平均 1.8 Vと, 高値を示したが有意差は認めない。J型アゴ付き電極は 1.2 Vと, 低値を示したが有意差は認めない。J型アゴ無し電極は 0.7 Vと低値($p < 0.01$)を示した。I社ウレタンJ型電極は 0.7 Vと低値($p < 0.01$)を示した。M社ウレタンJ型電極は 0.5 Vと低値($p < 0.001$)を示した。(図16)

10. 心房電極遠隔期閾値

パリオペースメーカーを使用し, 心房電極の遠隔期閾値を測定した。遠隔期閾値を測定できた症例は8例であり, 植え込み後40日より250日まで平均122日で

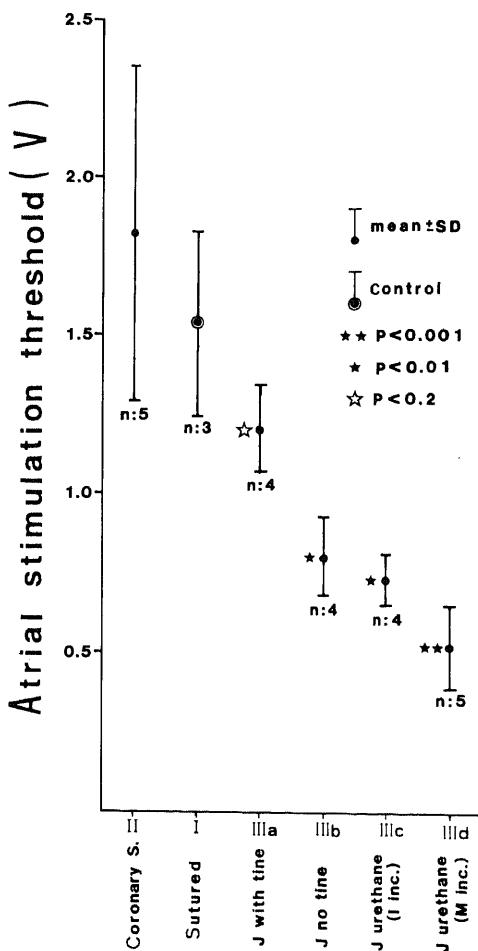


Fig.16. Comparative study on threshold of various atrial leads. Sutured electrode was the control (●). The J-shape urethane lead has a significantly lower (★★: $p < 0.001$) threshold than the sutured atrial lead.

あつた。刺激閾値平均は 0.7V より 1.5V であり平均 1.09 ± 0.25 V と心室心内膜遠隔期閾値 1.60 ± 0.38 V より明らかに低値 ($p < 0.01$) を示した。

考 察

心筋刺激閾値に関して、測定方法、心内膜電極、心筋電極、心房電極、ペースメーカー出力と刺激閾値の安全間隔などについて検討を加える。

測定方法

電気刺激による心臓の収縮は、電極周囲心筋を脱分極させその興奮がまず直接心筋を伝わること及び、次いでプルキンエ線維を介して急速に心臓全体に伝わることにより得られる⁹。この論文に使用した心筋刺激閾値という述語は、心収縮を期待し得る即ち心室筋全体を興奮させ得る刺激の最小値とし、局所心筋のみしか脱分極させ得ないものは閾値以下とした。したがつて、判定は体表面心電図 R 波の有無で行なった。

心臓電気刺激は通常陰極が使用される。単極刺激においても、双極刺激においても、両極共に細胞外に存在する所以直接には膜電位を変えることはできない。Na イオンの膜から陰極への急激な移動が、陰極付近の膜電位を下げ、膜の透過性を亢進させる¹⁰。従って、陰極刺激が心筋脱分極に有効である。我々の実測でも陽極刺激閾値 1.59V に対し、陰極刺激閾値 1.15V であり、有意 ($p < 0.01$) に低値を示し、諸家の報告^{11,12}と一致した。Dam ら¹³は、時相による検討を行ない絶対不応期直後では陽極刺激の方が低閾値を示すと述べている。しかし、実際臨床的に必要なのは直前の心収縮後 600~1200msec における閾値であり、通常では陰極刺激閾値が陽極刺激閾値より低いと表現して誤りはない。(結果 II の 1)

双極電極使用時に、遠位電極と 10cm²の不関電極を使用し単極刺激閾値と比較した。双極刺激電圧閾値 2.93V に対し、単極刺激 1.78V であり、有意 ($p < 0.01$) に低値を示した。この結果は諸家の報告と異なり興味深い。例えば、Dekker ら¹⁴は双極刺激閾値が低く、横山ら¹⁵は単極と双極の刺激閾値には差がないと述べている。電流刺激閾値に関する検討では、双極刺激 4.58mA に対し、単極刺激 4.15mA と低値は示すものの統計学上の有意差は認めなかった。しかし、植え込み型ペースメーカーは定電圧型が主流であり、定電圧刺激において低閾値を示す単極刺激が明らかに有利である。(結果 II の 2)

不関電極面積の広さによる刺激閾値の変動はかなりあり、従来行なわれてきたクリップで皮下を挟む方法は正しくないと結論した。クリップを使用した場合、

高インピーダンスに電流を流すことになり高い電圧が必要となる。不関電極面積がインピーダンスに与える影響をさらに詳細に検討した。不関電極をどれだけ大きくしてもどれだけ近づけても抵抗 R_o は存在した。これは刺激電極と生体との間に起こるもので、戸川ら¹⁵は分極抵抗と呼んでいる。不関電極を徐々に小さくしてゆくと、インピーダンスは徐々に上昇し、不関電極面積が刺激電極と等しくなるとき、抵抗は 2 倍となつた。このように電極と生体の境界面に生じる抵抗は不関電極面積によっても影響され、

$$\text{分極抵抗} = \text{刺激電極分極抵抗} \left(1 + \frac{1}{\sqrt{\frac{\text{不関電極面積}}{\text{刺激電極面積}}}} \right)$$

の式で表わされる。(結果 II の 3)

双極電極を使用した電圧刺激閾値が高いのは、単極刺激に比較して不関電極が小さく抵抗が高くなるためである。

電極間距離による抵抗は、生体を円筒体と考えその両端全面を電極とすれば、距離に比例する。しかし、実際には刺激電極点より不関電極面へ立体的に伝導し、かつ種々の異なった物質を通過するため、非常に複雑であり通常算出は不可能である¹⁶。ただ言えることは刺激電極と不関電極が近ければ当然インピーダンスは低く、遠ければ高いということである。双極電極による電圧刺激閾値が予想程高くなるのは、不関電極が狭いという不利を不関電極が近いという有利で補っているためと考える。(結果 II の 4)

パルス出力の制御は、主に 2 つの方法によって行なわれている。一つは電圧制御即ち定電圧刺激であり、一つは電流制御即ち定電流刺激である。いずれの方法が低い電力で刺激し得るかを電圧、電流、エネルギーについて検討した。電圧に関しては、パルス幅が 0.5 msec より狭いときは定電圧刺激の方が低く有利であった。これは、パルスの初期では抵抗が低く定電圧刺激による電流が多く流れるためであると考える。パルス幅が 0.5 msec より広いときは定電流刺激が有利であった。これは、パルス幅が広くなるとインピーダンスが高くなるためである。著者は、以前にインピーダンスが低いときは定電圧刺激有利の程度が高いことを報告¹⁷しており、これに矛盾しない。電圧・電流・エネルギー総じて、正常インピーダンス群ではパルス幅が狭いときは定電圧刺激が有利であり、パルス幅が広いときは定電流刺激が有利である。また、パルス幅が広いということはインピーダンスが高いということである¹⁸ので、インピーダンスが高いときは定電流刺激が有利で

あり、インピーダンスが低いとき定電圧刺激が有利であると言い得る。(結果IIの5)

パルス幅が狭くなれば、電圧閾値及び電流閾値は上昇する。しかし、電流量で測定した閾値はパルス幅が狭くなると単純に減少する。したがって、容量で減少する電池においてはパルス幅が狭ければ狭いほど有利である。しかし、パルス幅を狭くすることによる電圧閾値及び電流閾値の上昇は、大きな電池を必要とするので限度がある。かつ電流量使用は電池電圧の降下をきたすので、電圧を切り離して閾値を考えることは適切ではない。したがって、電池電源消費に対して能率の良い刺激パルスとは、電流量が少ないだけでなく電圧も低くなければならぬと考え、エネルギー閾値¹⁹⁾における検討が比較的正しいとした。種々パルス幅におけるエネルギー閾値を測定した結果、パルス幅 0.5 msec より 1.0msecまでの間に最小値があるものが最も多く、平均では 0.6msec であった。(結果IIの6)

判定基準により、刺激閾値が異なるのは当然であり、特に心周期の各時相で異なり、不応期²⁰⁾過剰期など²²⁾²³⁾²⁴⁾が認められる。我々は測定条件をその症例に将来使用されるレートで、連続して刺激し得る値⁹⁾とした。この判定基準は実用実際的であり、かつ心周期の各時相における閾値の変動を考慮しなくとも良く非常に簡便である。ペーシング状態から出力を漸減して測る下降法の方が、非ペーシング状態から出力を漸増して測る上昇法による刺激閾値よりも低く⁹⁾。これは、徐脈の治療による冠血流の改善²⁵⁾が刺激閾値を下げるためである。

出力を漸減するのは、微妙であり、かつ心電図モニターとペースメーカー出力を同時に観察しなければならないので非常に煩雑である。また閾値付近では、間歇ペーシングが起こり、その判定に測定者の主観が入るため、測定結果は再現性が乏しいものとなる。

著者らが初めて開発した心筋刺激閾値自動測定器²⁶⁾によるデーターの再現性が良い理由は、前述の下降法(出力自動漸減法)を用いたためである。加えて R 波の自動判定による閾値の自動表示は、観測者の主観が入らないデーターを得ることができ、優れた判定法と考える。(結果IIの7)

臨床測定

心筋刺激閾値の長期変動を調べるために、過去に種々の測定器を使って得られたデーターを、1msec 幅の定電圧刺激に相当する値に変換した。同一症例について、前述の 5 機種測定器による値と、自作の測定器による 1msec 幅定電圧刺激での値との相関を求め、この式により算出した。Medtronic 5880 A で測定した

ものとの相関が悪かったのは定電流刺激と定電圧刺激の違いのためであり止むを得ない。

以後の測定は、結果IIの 1~II の 6 を考慮して次の如くとした。

出力極性は通常使用される陰極を使用した。また、陰極刺激閾値が陽極刺激閾値より低く、通常ペーシングで陰極が使用される妥当性を証明した。

不関電極の面積や距離により閾値が異なるので、全て 10cm²の不関電極を胸壁創内に置き単極刺激として測定した。

出力は、インピーダンスが高いことも閾値が高いことであるという観点から定電圧刺激とした。パルス幅に関しては、0.5~1.0msec においてエネルギー閾値が低い例が多かった。しかし、0.5msec 幅では閾値がパルス幅に強く影響され、パルス幅調整のわずかなずれが閾値に影響するので通常測定値に 0.5msec 幅を使用するのは好ましくないと考えた。1.0msec 幅においては、閾値はパルス幅に大きくは影響されず、加えて reobase に近い値でもあり最適であった。その上、エネルギー計算も容易であった。

心室心内膜電極

心内膜電極の刺激閾値上昇の原因については多く述べられている²⁷⁾²⁸⁾。結果図10に示したようにカテーテルの先端方向への圧迫が、閾値上昇の大きな要因となっていることを示唆している。これを防止するには、カテーテルを軟らかくするのが望ましい。しかし、軟らかくすればカテーテル操作は難しくなり、電極先端の固定も悪くなる。現在使用されているカテーテル電極は、従来のものに比べ非常に軟らかく、固定に関しても種々の工夫をしてあるが、なお、改良の余地がある。

さらに長期の閾値動向を検討する目的で、カテーテル使用期間と閾値の相関を検討した。慢性期閾値は、1 ヶ月に 0.008V 下がる傾向を示した。これは Furman ら²⁹⁾が慢性期初回測定値に対して、1 年に 2.4% 上昇するという結果と異なり興味深い。両者を仲裁すれば、植え込み初期では上昇するが、やがて個々の一定値に収束すると言うことであろう。

ペーシング不全を予防する上で、植え込み時閾値が、遠隔期閾値に反映されるのか否かは重大な問題である。われわれの測定結果では、相関係数 $r=0.54$ の非常に弱い相関を示し諸家の報告²⁵⁾³⁰⁾と違わない。すなわち植え込み時刺激閾値の低いことが、慢性期閾値の低いことを必ずしも意味しない。一方、この度のペーシング不全例では植え込み時閾値が $1.6V \pm 0.3V$ であり、1.0V 以上が 98.6% を占め、1.0V 以下では

ペーシング不全はほぼ生じないこととなる。

心筋電極

心筋電極は心内膜電極に比べ必ずしも低閾値を示すとは言えない。しかし、心筋病変のあるものでは、刺激部位により閾値が異なるので広範囲より刺激部位を選択できる心筋電極の方が、右室心尖部周辺に限られる心内膜電極より低閾値部位に植え込める可能性は大きい。逆に正常心筋では、閾値はどの部位においても等しく、探索の必要はない。

心房電極

心房用 J 型心内膜電極による刺激閾値は 0.77V であり、心室心内膜刺激閾値 0.75V とに大差を認め無かった。諸家の報告³¹⁾³²⁾によれば、心房閾値は心室閾値より高いと述べているが、心房ペーシングに適した電極を使えば、心室閾値も心房閾値も変わらないという結果を得た。これは従来の報告が真に心房ペーシングに適した電極を使用していなかったためであろう³³⁾。

ちなみに、J 型心房電極の遠隔期閾値は、心室のそれよりむしろ低値を示した。このことは、将来心臓ペーシングにおいて J 型心房電極が最も優れた電極となることを示唆している。

適正なペースメーカー出力

心筋刺激閾値がペースメーカー出力を上回れば、当然ペーシング不全となる。現在ペーシング中でも、ペースメーカー出力と刺激閾値の安全間隔が狭ければ、ペーシング不全が起こる危険は大きい。この安全性はペースメーカー出力が一定であれば、2つの可能性がある。一つは長期間における変化であり、他の一つは日内変動である。前者は電極周囲の状態によるものであり、後者は心筋の反応性によるものである。

長期変動は、植え込み後 2 ヶ月までの急性期と、2 ヶ月以後の慢性期に分けられる。急性期閾値は植え込み直後より急速に上昇し、10~14 日間で最高値を示し³⁴⁾、その後徐々に下降し 2 ヶ月後に安定となる。この極大値は植え込み時の 3~5 倍を示す。したがって、ペーシング不全はこの時期に最も起こりやすい。しかし、この時期は、心筋浮腫などの影響により異常に高値を示しているので、ステロイド等の薬剤の使用によりペーシング不全を回避³⁵⁾し、慢性定期待つのも一法である。慢性期では、刺激閾値は植え込み時の約 2 倍の値を示す。大多数の患者が 5 年以上も良好なペーシングを示していることを考えれば、慢性期刺激閾値は一定の値に安定するものと推測される。ただ、この安定値が異常に高い例が存在する。教室の症例では、サルコイドーシス、アミロイドーシス、悪性腫瘍、心筋梗塞、心不全など重篤な基礎疾患を有する

ものもあったが、半数以上の例で閾値異常上昇の原因が不明であった。これ等の原因是力学的圧迫、通電電解による心筋の変性が強かつたことが考えられる。前者はカテーテルを軟らかくすること、後者は出力を低く、あるいは二相性にすることにより解決されよう。

日内変動に影響を与える因子は、神経支配、投与薬剤、電解質バランスなどである。著者ら³⁶⁾は日内変動について検討し、① 5~60% の日内変動を示す。② 夜間は日中より高い閾値を示す。③ 食後に閾値は低下する。などの結果を報告した。日中の外来診察では、夜間にのみ起こるペーシング不全の診断は困難である。

現在市販のペースメーカーでペースメーカー出力と心筋刺激閾値の安全間隔を確かめられる機種は、欧米 6 社より発売されているが、正確に安全性を確かめられるのは、S 社のバリオペースメーカーのみである。この機種はペーシング不全が発生する危険性を知るのに非常に有用であった。

最近のプログラマブルペースメーカーでは、電池を僨約利用する目的でパルス出力を可能な限り減らして使用する³⁷⁾。出力をどの程度まで減弱しても安全であるかだが、初回植え込み時閾値の 6 倍、交換時閾値の 2 倍の電圧出力まで減らし得る。

以上述べた如く心臓刺激閾値に関する知識は、現在のペーシングの安全性確認及び、電池の僨約利用に有益である。

結 論

1. ペースメーカー植え込み患者 325 例中に心筋刺激閾値異常上昇によるペーシング不全を 21 例 (6.5%) に認めた。

2. 実験イヌについて、陰極は陽極よりも、単極は双極よりも、不閾電極は大きいほど心筋刺激閾値は低かった。臨床例について、電圧閾値ではパルス幅 0.5 msec 以下、エネルギー閾値ではパルス幅 0.75 msec 以下、インピーダンスでは 1000 Ω 以下において定電圧刺激が定電流刺激よりも有利であった。定電圧刺激では 0.5 msec 幅前後、定電流刺激では 1.0 msec 幅前後で最も低いエネルギー閾値を示した。

3. 論理回路を有する心筋刺激閾値自動測定器を使用することにより客観的なデータが得られた。

4. 過去のデーターを利用するために、すべてのデーターを定電圧刺激パルス幅 1 msec に相当する電圧刺激閾値に変換する式を作成した。

5. 心内膜刺激閾値は、植え込み時 0.75 ± 0.31 V に対し遅隔期では 1.60 ± 0.38 V と、2 倍に上昇した。心内膜電極でペーシング不全を起こした症例の植え込み

時閾値は 1.66 ± 0.30 Vであり、植え込み時閾値が 1.0 V以下であれば99%以上の確率³⁸⁾でペーシング不全を起こさない。

6. 心筋電極刺激閾値は 1.57 ± 0.72 Vで、対応する心内膜電極刺激閾値 2.21 ± 0.70 Vより低かった。しかし、心筋病変のある患者では、刺激部位によって閾値に差があり電極設置には慎重を要した。このことは逆に、心筋電極は心内膜電極より広範囲から刺激部位を選択できるので有利であった。

7. 心房J型電極刺激閾値は、 0.77 ± 0.28 Vであり、心室心内膜刺激閾値と同等であった。この遠隔期閾値は心室閾値よりもむしろ低かった。

8. ペーシング不全を防止するためには、慢性期閾値の2倍の出力が必要であった。

謝 詞

稿を終わるにあたり、終始御懇意なる御指導と御高覧を賜わりました恩師岩喬教授に心から感謝致します。またご協力をいただきました第一外科教室の諸先生方ならびに工学部講師堀田素志先生に深く感謝いたします。

文 献

- 1) Nash, D. T.: Threshold of cardiac stimulation, acute studies. Ann. N. Y. Acad. Sci., 111, 877-888 (1964).
- 2) 坂東健, 上山武史, 岩喬: 刺激閾値異常上昇によるペーシング不全とその対策. 人工臓器, 5, S325-328 (1976).
- 3) 坂東健, 坂東徹, 堀田素志: 心筋刺激閾値自動測定器の開発. 人工臓器, 7, 867-870 (1978).
- 4) 上山武史, 坂東健, 岩喬: 人工ペースメーカーの長期成績. 日本臨床, 35, 178-183 (1977).
- 5) 坂東健, 三崎拓郎, 坂口和喜雄: 刺激閾値の測定方法と再現性に関する問題. 心臓ペーシングIII. 第1版, 130-132頁, 日循会・ME学会, 東京, 1979.
- 6) 上山武史, 坂東健, 岩喬: Vario pacemakerの臨床使用経験. 日循会誌, 39, 877 (1975).
- 7) Albert, H. M., Glass, B. A., Pittmon, B. & Robichaux, P.: Cardiac stimulation threshold, chronic study. Ann. N. Y. Acad. Sci., 111, 889-892 (1964).
- 8) 池田晃治, 中江純夫, 和田寿郎: 植え込みペースメーカーの使用安全性を向上させるための諸問題. 胸部外科, 27, 305-309 (1974).
- 9) 川筋道雄: 心室興奮伝播の電気生理学的研究. 十全医会誌, 87, 352-362 (1978).
- 10) Tarjan, P.: Engineering aspect of implantable cardiac pacemakers. In P. Samet (ed.), Cardiac Pacing, 1st ed., p47-71, Grune & Stratton Inc., New York, 1973.
- 11) Dekker, E., Buller, J. & Ervan, F. A.: Unipolar and bipolar stimulation threshold of the human myocardium with chronically implanted pacemaker electrodes. Am. Heart J., 71, 671-677 (1966).
- 12) 斎藤正男, 堀原一, 藤森義蔵: 心臓ペースメーカー電極に関する基礎的検討. 医用電子と生体工学, 5, 192-198 (1967).
- 13) Dam, R. Th., Durrer, D. & Strackee, J.: The excitability cycle of the dog's left ventricle determined by anodal, cathodal, and bipolar stimulation. Circ. Res., 4, 196-204 (1956).
- 14) 横山正義, 柳沢正敏, 和田寿郎: ペースメーカー単極電極と双極電極の比較検討. 胸部外科, 32, 262-266 (1979).
- 15) 戸川達男: 人工ペースメーカーに関する工学的諸問題. 心臓ペーシング最近の進歩(岩喬編), 第1版, 19-28頁, 日本人工臓器学会, 東京, 1979.
- 16) 藤森義蔵: 心臓ペースメーカー電極と刺激閾値に関する研究. 医用電子と生体工学, 7, 152-162 (1969).
- 17) 坂東健, 三崎拓郎, 岩喬: 定電圧ペースメーカーと定電流ペースメーカーの比較検討. 人工臓器, 6, 400-403 (1977).
- 18) Smyth, N. P. D., Tarjan, P. P. & Chernoff, E.: The significance of electrode surface area and stimulation threshold in permanent cardiac pacing. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 71, 559-565 (1976).
- 19) 戸川達男: ペースメーカーの技術的問題点. 人工臓器, 2, 135-140 (1973).
- 20) 杉本恒明: 心臓ペーシングの電気生理. 心臓ペーシング最近の進歩(岩喬編), 第1版, 41-52頁, 日本人工臓器学会, 東京, 1979.
- 21) Dekker, E.: Direct current make and break thresholds for pacemaker electrodes on the canine ventricle. Circ. Res., 27, 811-823 (1970).
- 22) 五十嵐正男: Wedensky effect. 呼と循, 20, 693-702 (1972).
- 23) 須磨幸蔵, 堀原一, 楠原宏: ペースメーカー植え込み症例における心筋の通常性(Supernorality)に関する3例. 呼と循, 22, 59-64 (1974).

- 24) 横山正義: 過常期興奮の検討. 心臓, 6, 1403-1410 (1974).
- 25) Westerholm, C. J.: Threshold studies in transvenous cardiac pacemaker treatment. Scand. J. Thoac. Cardiovasc. Surg., S8, 1-35 (1971).
- 26) Bando, T., Iwa, T. & Misaki, T.: Development of automatic threshold analyzer. In proceedings of the VIth World Symposium on Cardiac Pacing, 1st ed., chap28-9, p1-5, PACESYMP, Montreal, 1979.
- 27) 横山正義, 関口守衛, 堀 原一: 遠隔期に閾値上昇のためペーシング不全を来たした2症例. 日胸外会誌, 25, 1211-1215 (1977).
- 28) Contini, C., Popi, L. & Pesola, A.: Tissue reaction to intracavitory electrodes, effect on duration and efficiency of unipolar pacing in patients with A-V block. J. Cardiovasc. Surg., 14, 282-290 (1973).
- 29) Furman, S., Hurzeler, P. & Mehra, R.: Cardiac pacing and pacemakers IV. Threshold of cardiac stimulation. Am. Heart J., 94, 115-124 (1977).
- 30) Grendahl, H. & Schaanning, C. G.: Variation in pacing threshold, a study in patients with external pacemaker and unipolar endocardial electrode. Acta med. scand., 187, 75-78 (1970).
- 31) Smyth, N. P. D., Vasarhehi, L. & Mcn amara, W.: A permanent transvenous atrial electrode catheter. J. Thorac. Cardiovasc. surg., 58, 773-782 (1969).
- 32) 村瀬充也, 石原智嘉, 弥政洋太郎: 心房ペーシングの電極, 刺激閾値, 心房電位の検討. 人工臓器, 10, 115-118 (1981).
- 33) 坂東 健, 坂東 徹, 岩 喬: 諸種心房ペーシング電極の比較検討. 人工臓器, 10, 123-126 (1981).
- 34) Kleinert, M., Jrnick, W. & Beer P.: Vergleichende Untersuchungen des Reizschwellenverhaltens nach Implantation verschieden großer Herzschrittmacher elektroden. Z. Kardiol., 66, 191-197 (1977).
- 35) 林外史英, 坂東 健, 岩 喬: ステロイド剤使用による一過性ペーシング不全の回避. 心臓ペーシングIV, 第1版, 225-227頁, 日循会・ME学会, 東京, 1980.
- 36) 坂東 健, 桜井潤司, 土屋和弘: 刺激閾値日内変動の検討. 心臓ペーシングIV, 第1版, 221-224頁, 日循会・ME学会, 東京, 1980.
- 37) 坂東 健, 岩 喬: プログラマブルペースメーカーの有用性, 特に刺激閾値測定に関して. 心臓ペーシングV, 第1版, 19-23頁, 日循会・ME学会, 東京, 1981.
- 38) 佐和隆見光: 初等統計解析, 第1版, 110-125頁, 新曜社, 東京, 1974.

Threshold Studies in Cardiac Pacing Takeshi Bando, Department of Surgery (I)
School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920—J. Juzen Med. Soc., 99,
662—679 (1990)

Key words cardiac stimulation threshold, constant voltage stimulation, indifferent electrode, automatic threshold analyzer, pacemaker

Abstract

In the past we have experienced pacing failure due to an elevated threshold of cardiac stimulation in 21 out of 325 cases (6.5%). To prevent a recurrence of this problem, we investigated the factors influencing the cardiomuscular stimulation threshold. We found that the cathodal stimulation threshold was significantly lower than the anodal threshold ($p < 0.01$). At constant voltage stimulation, the unipolar was lower than the bipolar threshold ($p < 0.01$). When a clip was used for the indifferent electrode, the stimulation threshold was higher than when a 10cm^2 indifferent electrode was used ($p < 0.05$). In the case of a pulse below 0.5msec, the constant voltage stimulation threshold was lower than the constant current threshold. As to the energy threshold, when the pulse width was smaller than 0.75msec, the constant voltage threshold was lower than the constant current. In the high impedance group, the threshold energy by constant current stimulation was lower than that by constant voltage stimulation. The lowest energy threshold was noted at a pulse width of around 0.5msec for constant voltage stimulation, and at a pulse width of around 1.0msec for constant current stimulation. The application of consistent measuring conditions and criteria for assessment facilitated various statistical analyses. Then, we devised an automatic threshold analyzer using a logical circuit to make the evaluation criteria. In reference to the data obtained in cases where various methods measuring were simultaneously used, all the data were converted into the voltage threshold corresponding to constant voltage stimulation with a pulse width of 1.0msec. The endocardial threshold was $0.75 \pm 0.31\text{V}$ (mean \pm SD) at implantation, and the chronic threshold was $1.60 \pm 0.38\text{V}$. In cases with pacing failure at the endocardial electrode, the threshold value was $1.66 \pm 0.30\text{V}$ at the initial implantation. If the threshold value is less than 1.0V at the time of implantation, pacing failure will not develop in more than 99% of cases. The stimulation threshold at the myocardial electrode was $1.57 \pm 0.72\text{V}$, which was lower than that at the endocardial electrode ($2.21 \pm 0.70\text{V}$). In patients with myocardial lesions, the threshold value varied according to the site of stimulation. Consequently, it is necessary to place the electrodes with great care. The stimulation threshold at the J-type electrode set in the auricle was $0.77 \pm 0.28\text{V}$, which was comparable to the ventri-endocardial stimulation threshold. Furthermore, the chronic threshold of the atrium was lower than that of the ventricle. In order to prevent pacing failure, output should be set at six times that of the initial threshold or twice as high as that of the chronic threshold.